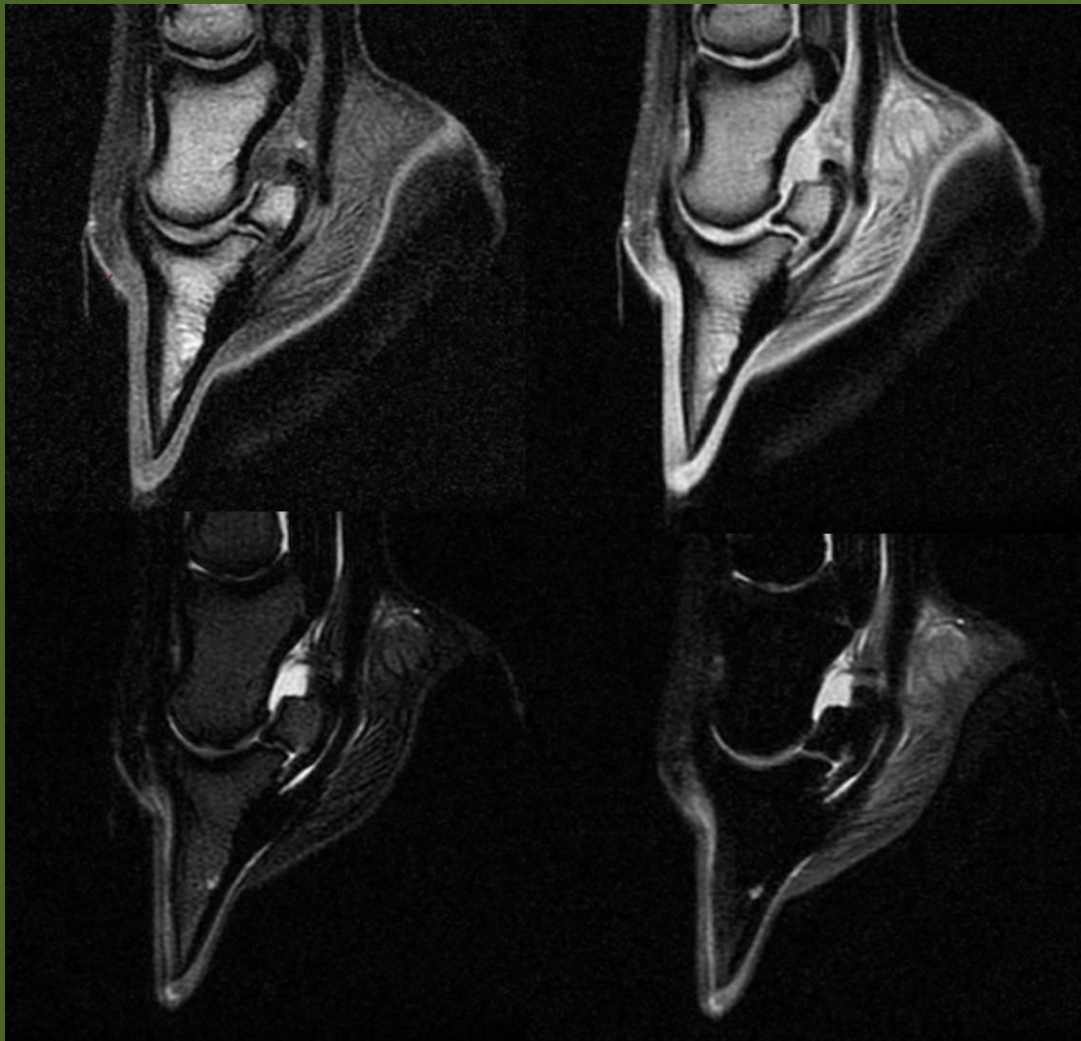




**INICIACIÓN A LA ESTANDARIZACIÓN
DEL ESTUDIO IMAGINOLÓGICO MEDIANTE
RESONANCIA MAGNÉTICA DE LA ANATOMÍA
Y LOS PROCESOS PATOLÓGICOS
DE LA EXTREMIDAD EQUINA**



*JOSÉ FERNÁNDEZ ROMOJARO
LEÓN, ESPAÑA
2015*

**DEPARTAMENTO DE MEDICINA, CIRUGÍA Y ANATOMÍA VETERINARIA
FACULTAD DE VETERINARIA
UNIVERSIDAD DE LEÓN**



**INICIACIÓN A LA ESTANDARIZACIÓN DEL ESTUDIO
IMAGINOLÓGICO MEDIANTE RESONANCIA MAGNÉTICA DE
LA ANATOMÍA Y LOS PROCESOS PATOLÓGICOS DE LA
EXTREMIDAD EQUINA**

*“FIRST STEPS IN STANDARDIZATION
OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING WHILE
STUDYING THE ANATOMY AND DISEASE PROCESSES
OF THE EQUINE LIMB”*

León, 2015

MEMORIA DE TESIS

**PRESENTADA POR JOSÉ FERNANDEZ ROMOJARO PARA OPTAR AL GRADO DE
DOCTOR EN VETERINARIA POR LA UNIVERISIDAD DE LEÓN
CON MENCIÓN DE DOCTORADO INTERNACIONAL**

El Ministerio de Educación y Ciencia del Estado Español ha hecho posible la realización de este trabajo de investigación gracias a la concesión a favor de D. José Fernández Romojaro (becario AP2000-1074) de una Beca de Postgrado para la Formación de Profesorado Universitario con Resolución de 10 de abril de 2001 de la Dirección General de Universidades.

A mi familia, muy especialmente a mis padres,

María del Carmen y José Manuel,

a mi hermana Gemma

y a mis abuelos

A todos aquellos animales y personas que se han

cruzado en mi vida haciéndome aspirar a ser

un hombre un poco mejor cada día

*La fuerza de voluntad
transforma tontos en genios,
y su carencia,
genios en tontos*



AGRADECIMIENTOS



AGRADECIMIENTOS

A mis amados padres Dña. María del Carmen Romojaro González y D. José Manuel Fernández Pérez por haberme indicado constantemente el camino correcto y haber dedicado su vida para ponerlo a mi alcance, por sacrificarse siempre para que sus hijos tuvieran las oportunidades de las que ellos carecieron.

A D. José Carlos Reyero Fuentes (†), Charli para todos sus amigos, con el que siempre estaré en deuda por mostrarme que cuidar de los que quieres debe ser la prioridad de todo ser humano, que la juventud está en tu corazón y que uno de los mayores placeres de esta vida es compartir el tiempo con aquellos que aprecias.

A mis directores de tesis, D. Jesús Sánchez García, D. José Manuel Gonzalo Cordero y D. José Manuel Gonzalo Orden, pero muy especialmente a D. Jesús por haberme enseñado, no sólo todo lo que sé acerca del caballo en general, sino por haberme hecho comprender la verdadera esencia universal e indivisible de la medicina. Sin él este trabajo nunca hubiera sido posible pero, además, yo sería otra persona muy diferente, y lo que es más importante, mucho peor persona de lo que soy.

A Dña. Alicia Ester Serantes Gómez, Alité para nosotros, por tener siempre esa mano dura que te impulsa a hacer las cosas bien y por guardar la otra para recogerte del suelo cuando te hace falta.

A D. Elbio Cosme Pereyra, de la Universidad de la República Oriental del Uruguay, por haberme abierto las puertas de su gran país y haberme cuidado como a un hijo.

A D. Jorge Carluccio y D. José Verocay, ambos de la Universidad de la República Oriental del Uruguay, por haberme abierto los ojos, porque de ellos he aprendido que ser un gran doctor veterinario implica adaptarse a las circunstancias y que, con los conocimientos suficientes, no hay carencia que no supla la imaginación.

A D. Alexander Valverde, por haberme facilitado la estancia en EE UU y haber ampliado enormemente mis conocimientos sobre la anestesia.

A D. Claudio Bernardo, por haberme dado ejemplo de constancia y dedicación y por haberse molestado en recopilar muchas de las piezas anatómicas de este trabajo de forma totalmente altruista.

A D. Joaquín Sánchez Valle, por toda la ayuda prestada y por haber pasado, dando lecciones de nobleza, de aprendiz de becario bajo mi supervisión a Doctor en Veterinaria, guiándome después él a mí en mi trabajo.

A Dña. Natali A. Carrillo, por haberme tratado como a un verdadero amigo desde el primer momento, por cuidar de mí, por compartir todos sus conocimientos conmigo y por haberme mostrado en profundidad el funcionamiento de la Universidad de Gainesville (Florida).

A D. Francisco Javier Peña Jiménez y D. Luis Fernando Fajardo Tolosa por su ayuda siempre que lo necesité y por haber alegrado mis momentos de esparcimiento con su compañía y buen humor.

A Dña. María Piedad Vidal Fernández por ayudarnos siempre con los trámites burocráticos de buen humor y con cariño.

A los técnicos D. Víctor Manuel Díaz Alonso y D. Santiago Blanco Méndez por su ayuda, su atención, sus preocupaciones y, sobre todo, su calidad humana.

A Francisco Fueyo Casado, Álvaro Borge de Castro, Ana Isabel Pernia Galende, José Antonio Pernia Galende, Marta Regueiro Purriños e Inés Martín Pérez por ser tan buenos compañeros y haber compartido conmigo momentos tan divertidos todo este tiempo.

A toda la Unidad de Cirugía y Diagnóstico por Imagen del Departamento de Medicina, Cirugía y Anatomía Veterinaria de la Universidad de León, por haber sido mi familia lejos de mi hogar y por todo el apoyo ofrecido para la realización de esta Tesis Doctoral.

A todos aquellos amigos, parejas y familiares que, durante todo este tiempo, alguna vez depositaron su confianza y su fe en mí, incluso cuando yo mismo no lo hacía.

1.	INTRODUCCIÓN.....	54
2.	OBJETIVOS	60
3.	REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA.....	66
3.1.	Bases, principios y conceptos fundamentales de la imagen mediante resonancia magnética nuclear	66
3.1.1.	Bases y principios físicos de la irm	66
3.1.2.	Conceptos fundamentales	85
3.1.2.1.	Definición de T1 y T2.....	85
3.1.2.2.	La señal	86
3.1.2.3.	La resolución	87

ÍNDICE DE CONTENIDOS

3.1.2.6.	LA POTENCIACIÓN.....	105
3.1.2.7.	LAS SECUENCIAS DE PULSOS.....	109
3.1.2.8.	LAS OPCIONES DE SECUENCIAS DE PULSOS Y LOS ARTEFACTOS.....	113
3.3.	Histología e imagen de los diferentes tejidos que componen la extremidad equina 136	
3.3.1.	Tejidos de conjuntivo.....	137
3.3.1.1.	Tejido conjuntivo.....	139
3.3.1.2.	Tejido adiposo.....	140
3.3.1.3.	Tejido conjuntivo.....	142
3.3.1.3.A.	Los tendones.....	143
3.3.1.4.	TEJIDOS ESQUELÉTICOS.....	151
3.3.1.4.A.	Cartílago.....	152
3.3.1.4.B.	Cartílago articular.....	
3.3.1.4.C.	Fibrocartílago.....	
3.3.1.4.D.	Cartílago elástico.....	
3.3.1.4.E.	Hueso.....	
3.3.1.4.F.	Tejido óseo compacto.....	
3.3.1.4.G.	Tejido óseo esponjoso.....	
3.3.1.4.H.	Médula ósea.....	
3.3.1.4.I.	Periostio.....	
3.3.1.4.J.	Cápsulas articulares.....	
3.3.1.4.K.	Líquido sinovial.....	
3.3.1.4.L.	MÚSCULO.....	
3.3.2.	Tejidos nerviosos	
3.3.2.1.	Histología.....	
3.3.2.2.	IRM de los nervios.....	
3.3.3.	Sistema circulatorio	
3.3.3.1.	Histología.....	
3.3.3.1.A.	VASOS LINFÁTICOS.....	

ÍNDICE DE CONTENIDOS

AGRADECIMIENTOS.....	9
ÍNDICE DE CONTENIDOS	13
ÍNDICE DE FIGURAS Y ABREVIATURAS	25
ÍNDICE DE FIGURAS.....	25
ÍNDICE DE ABREVIATURAS.....	38
1. INTRODUCCIÓN	45
2. OBJETIVOS.....	53
3. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA	57
3.1. BASES, PRINCIPIOS Y CONCEPTOS FUNDAMENTALES DE LA IMAGEN MEDIANTE RESONANCIA MAGNÉTICA NUCLEAR	57
3.1.1. BASES Y PRINCIPIOS FÍSICOS DE LA IRM	57
3.1.2. CONCEPTOS FUNDAMENTALES	75
3.1.2.1. Definición de T1 y T2	75
3.1.2.2. La señal	76
3.1.2.3. La resolución.....	77
3.1.2.4. La formación de la imagen: individualización del vóxel	78
3.1.2.5. La información del píxel. Tonos de grises.....	87
3.1.2.6. La potenciación.....	94
3.1.2.7. Las secuencias de pulsos	98
3.1.2.8. Las opciones de las secuencias de pulsos y los artefactos.....	101
3.2. HISTOLOGÍA E IMAGEN MEDIANTE RM DE LOS DIFERENTES TEJIDOS QUE COMPONEN LA EXTREMIDAD EQUINA	123

3.2.1.	TEJIDOS DE CONJUNTIVOS DE SOSTÉN	124
3.2.1.1.	Tejido conjuntivo laxo	127
3.2.1.2.	Tejido adiposo	127
3.2.1.3.	Tejido conjuntivo denso	129
3.2.1.3.A.	Los tendones y ligamentos colágenos	130
3.2.1.4.	Tejidos esqueléticos	138
3.2.1.4.A.	Cartílago	139
3.2.1.4.B.	Cartílago articular	141
3.2.1.4.C.	Fibrocartílago	146
3.2.1.4.D.	Cartílago elástico	148
3.2.1.4.E.	Hueso	148
3.2.1.4.F.	Tejido óseo compacto	152
3.2.1.4.G.	Tejido óseo esponjoso	156
3.2.1.4.H.	Médula ósea	157
3.2.1.4.I.	Periostio	160
3.2.1.4.J.	Cápsulas articulares	161
3.2.1.4.K.	Líquido sinovial	164
3.2.1.4.L.	MÚSCULO	167
3.2.2.	TEJIDOS NERVIOSOS	170
3.2.3.	SISTEMA CIRCULATORIO	173
3.2.3.1.A.	Vasos linfáticos	174
3.2.3.1.B.	Vasos sanguíneos	174
3.2.4.	LA SANGRE	176
3.2.4.1.	Sangre intravascular	178
3.2.4.2.	Sangre extravascular	179
3.2.5.	TEJIDOS EPITELIALES	180
3.2.5.1.A.	Piel	182
3.2.5.1.B.	El casco	185
3.2.5.1.C.	Otros anejos cutáneos	190
3.2.6.	MODELADO ÓSEO	193
3.2.7.	REPARACIÓN DE FRACTURAS	194
3.2.8.	INFLAMACIÓN POR INFECCIÓN BACTERIANA	195
3.3.	ANATOMÍA E IRM ANATÓMICA	197
3.3.1.	INTRODUCCIÓN	197
3.3.2.	CONTINENTE	199
3.3.2.1.	Piel	199
3.3.2.2.	Casco	200
3.3.3.	CONTENIDO	205
3.3.3.1.	Huesos	206
3.3.3.1.A.	Os ungulare, phalanx distalis. Tercera falange o tejuelo	206
3.3.3.1.B.	Os sesamoideum distale. Hueso sesamoideo distal o hueso navicular	210
3.3.3.1.C.	Os coronale, phalanx media. Segunda falange (corona)	214

3.3.3.1.D.	Os compedale, phalanx proximalis. Primera falange (cuartilla).....	216
3.3.3.1.E.	Ossa sesamoidea proximalia. Huesos sesamoideos proximales medial y lateral.....	218
3.3.3.1.F.	Ossa metacarpalia et ossa metatarsalia III, II et IV. III (o gran metacarpiano o metatarsiano), II y IV metacarpianos o metatarsianos (o metacarpianos/metatarsianos rudimentarios)	220
3.3.3.1.G.	Ossa carpi. Huesos del carpo	225
3.3.3.1.H.	Ossa tarsi. Huesos del tarso	234
3.3.3.1.I.	Ulna et radius. Cúbito y radio	241
3.3.3.1.J.	Tibia et fibula. Tibia y peroné.....	244
3.3.3.1.K.	Patella. Patela o rótula	248
3.3.3.1.L.	Condylus humeri et pars distalis os femoris. Epífisis distales del húmero y del fémur con su tróclea y cóndilos.....	249
3.3.3.2.	Cartílagos	251
3.3.3.2.A.	Cartílago unguaris lateralis et medialis. Cartílagos ungulares lateral y medial	251
3.3.3.2.B.	Cartílago escutelar distal	253
3.3.3.2.C.	Scutum médium, escudo medio, fibrocartílago complementario del proceso flexor de la segunda falange, Torus o rodete palmar	255
3.3.3.2.D.	Scutum proximale o escudo proximal	255
3.3.3.2.E.	Meniscus lateralis et medialis. Meniscos lateral y medial de la babilla	255
3.3.3.3.	Articulaciones	256
3.3.3.3.A.	Articulatio interphalangea distal. Articulación interfalangiana distal, de la corona, del pie o del casco.....	256
3.3.3.3.B.	Articulatio interphalangea proximal. Articulación interfalangiana proximal o de la cuartilla	259
3.3.3.3.C.	Articulatio metacarpophalangea / metatarsophalangea. Articulaciones metacarpofalangiana y metatarsofalangiana o menudillos	259
3.3.3.3.D.	Articulatio intermetacarpeae. Articulaciones intermetacarpianas o intermetatarsianas.....	264
3.3.3.3.E.	Articulatio carpi. Articulación carpiana, del carpo o rodilla	264
3.3.3.3.F.	Articulatio tarsi. Articulación tarsiana, del tarso o corvejón	268
3.3.3.3.G.	Articulatio cubiti. Articulación húmero – radio – cubital o codo	270
3.3.3.3.H.	Articulatio tibiofibularis. Articulación tibioperonea	271
3.3.3.3.I.	Articulatio genus. Articulación femorotibiorrotuliana o babilla.....	272
3.3.3.4.	Ligamentos	275
3.3.3.4.A.	Ligamentos de los cartílagos ungulares	275
3.3.3.4.B.	Ligamentos asociados al hueso navicular.....	277
3.3.3.4.C.	Ligg. Collateralia, ligamentos colaterales lateral y medial de la articulación interfalangiana distal	281
3.3.3.4.D.	Ligamento anular digital distal.....	287
3.3.3.4.E.	Ligamento anular digital proximal	288
3.3.3.4.F.	Ligg. Palmaria. Ligamentos palmares	289
3.3.3.4.G.	Ligg. Collateralia. Ligamentos colaterales lateral y medial de la articulación de la cuartilla	289
3.3.3.4.H.	Ligamentos sesamoideos o ligamentos pertenecientes al aparato suspensor del menudillo	290
3.3.3.5.	Sinoviales	326
3.3.3.5.A.	Las sinoviales articulares.....	326
3.3.3.5.B.	Las bolsas sinoviales.....	326
3.3.3.5.C.	Las vainas sinoviales tendinosa.	333
3.3.3.6.	APARATOS MÚSCULO- TENDINOSOS	338

3.3.3.6.A.	Músculos del miembro torácico	338
3.3.3.6.B.	Músculos del miembro pelviano	359
3.3.3.6.C.	Fascias y retináculos	368
3.3.3.7.	APARATOS Y SISTEMAS (SANCHEZ-VALLE, 2008)	378
3.3.3.7.A.	Aparato fibroelástico del pie	378
3.3.3.7.B.	Sistema de suspensión del menudillo	379
3.3.3.7.C.	Aparato suspensor del tejuelo u órgano de Boulay.....	379
3.3.3.7.D.	Sistémias recíprocos o aparatos de sostén pasivo	380
3.3.3.7.E.	Trócleas.....	384
3.3.3.8.	ARTERIAS Y VENAS	385
3.3.3.8.A.	Arterias	385
3.3.3.8.B.	Venas	389
3.3.3.9.	VASOS LINFÁTICOS.....	391
3.3.3.10.	NERVIOS	391
3.3.3.10.A.	Miembro torácico.....	391
3.3.3.10.B.	Miembro pelviano	394
3.3.3.11.	CORION PODAL	395
4.	MATERIAL Y MÉTODOS.....	401
4.1.	MATERIAL BIOLÓGICO	401
4.1.1.	CRITERIO DE SELECCIÓN DE LOS ANIMALES	401
4.2.	MATERIALES UTILIZADOS PARA LAS EXPLORACIONES, MANIPULACIONES Y PROCEDI-MIENTOS PREVIOS Y COMPLEMENTARIOS AL ESTUDIO MEDIANTE IRM	404
4.2.1.	INVENTARIABLE.....	404
4.2.1.1.	Material general de exploración.....	404
4.2.1.2.	Instrumental de podiatría	405
4.2.1.3.	Pinzas de exploración de cascos	406
4.2.1.4.	Cámara fotográfica	407
4.2.1.5.	Equipos de radiografía convencional.....	408
4.2.1.6.	Equipo de ultrasonografía.....	413
4.2.1.7.	Equipos para anestesia general	414
4.2.1.8.	Equipo de tomografía computadorizada.....	417

4.2.1.9.	Equipo de resonancia magnética	419
4.2.1.10.	Equipo de impresión.....	424
4.2.1.11.	Material de disección, preparación de piezas anatómicas, toma de muestras y conservación.....	425
4.2.1.12.	Equipo y programas informáticos	429
4.2.2.	FUNGIBLE	430
4.2.2.1.	Preparación del paciente.....	430
4.2.2.2.	Sedación	431
4.2.2.3.	Anestesia	432
4.2.2.4.	Radiografía.....	432
4.2.2.5.	Ecografía.....	432
4.2.2.6.	Ortopedia.....	432
4.2.2.7.	Eutanasia	433
4.2.2.8.	Análisis anatomopatológico.	433
4.3.	MÉTODO DE TRABAJO	435
4.3.1.	ATENCIÓN CLÍNICA.....	435
4.3.2.	ANESTESIA.....	438
4.3.3.	MANEJO DE LAS PIEZAS ANATÓMICAS	444
4.3.4.	ESTUDIO MEDIANTE IRM	446
4.3.4.1.	Colocación del paciente.....	447
4.3.4.2.	Selección de planos, potenciaciones y secuencias.....	449
4.3.4.3.	Selección de imágenes dentro de cada secuencia	464
4.3.5.	ANÁLISIS DE LA IMAGEN OBTENIDA MEDIANTE RESONANCIA MAGNÉTICA.....	465
4.3.5.1.	Selección del área a estudiar	466
4.3.5.2.	Establecimiento, diseño y fijación de valores de los parámetros de descripción de la imagen mediante resonancia magnética.....	466
4.3.5.2.A.	Valor medio de intensidad de señal del vóxel.....	467
4.3.5.2.B.	Tonos de gris primario o mayoritario y secundario o minoritario	468

4.3.5.2.C.	Heterogeneidad de la imagen	469
4.3.5.2.D.	Textura de la imagen	472
4.3.5.2.E.	Diámetro medio del grano	473
4.3.5.2.F.	Grosor	474
4.3.6.	TRATAMIENTO ESTADÍSTICO DE LOS RESULTADOS	475
5.	RESULTADOS	481
5.1.	IRM DEL CONTINENTE	481
5.1.1.	IRM DE LA PIEL	481
5.1.1.1.	Imágenes potenciadas en T1 SE de la piel y el ruido	485
5.1.1.1.A.	Capa externa	487
5.1.1.1.B.	Capa media	498
5.1.1.1.C.	Capa interna	510
5.1.1.1.D.	Ruido	520
5.1.1.1.E.	Otras observaciones sobre las imágenes potenciadas en T1 SE de la piel.	525
5.1.1.2.	Imágenes potenciadas en DP SE de la piel y el ruido	539
5.1.1.2.A.	Capa externa	540
5.1.1.2.B.	Capa media	549
5.1.1.2.C.	Capa interna	559
5.1.1.2.D.	Ruido	568
5.1.1.2.E.	Otras observaciones sobre las imágenes potenciadas en DP SE de la piel	574
5.1.1.3.	Imágenes potenciadas en T2 FSE de la piel y el ruido	578
5.1.1.3.A.	Capa externa	580
5.1.1.3.B.	Capa media	590
5.1.1.3.C.	Capa interna	601
5.1.1.3.D.	Ruido	612
5.1.1.3.E.	Otras observaciones sobre las imágenes potenciadas en T2 FSE de la piel	617
5.1.1.4.	Imágenes potenciadas en T2 FSTIR de la piel y el ruido	621
5.1.1.4.A.	Capa externa	623
5.1.1.4.B.	Capa media	632
5.1.1.4.C.	Capa interna	643
5.1.1.4.D.	Ruido	654
5.1.1.4.E.	Otras observaciones sobre las imágenes potenciadas en T2 FSITR de la piel	659
5.1.1.5.	Comparación de los valores medios de los parámetros medidos en las diferentes potenciaciones para la piel y el ruido; análisis estadístico inferencial de los aspectos clínicos más importantes de la IRM la piel	664
5.1.1.5.A.	Comparación de los valores medios	664
5.1.1.5.B.	Análisis estadístico inferencial	677
5.1.1.6.	Descripción de la IRM de otras lesiones encontradas en la piel	681
5.1.1.6.A.	Úlcera por presión	681
5.1.1.6.B.	Cicatriz superficial	688
5.1.2.	IRM DEL CASCO	694

5.1.2.1.	IRM del periople	694
5.1.2.1.A.	Imágenes potenciadas en T1 SE del periople	697
5.1.2.1.B.	Imágenes potenciadas en DP SE del periople	708
5.1.2.1.C.	Imágenes potenciadas en T2 SE del periople	717
5.1.2.1.D.	Imágenes potenciadas en T2 FSTIR del periople	727
5.1.2.1.E.	Comparación de los valores medios de los parámetros medidos, en las diferentes potenciaciones, para el periople; análisis estadístico inferencial de los aspectos clínicos más importantes de la IRM del periople	736
5.1.2.2.	IRM del corion perióptico	744
5.1.2.2.A.	Imágenes potenciadas en T1 SE del corion perióptico	748
5.1.2.2.B.	Imágenes potenciadas en DP SE del corion perióptico	764
5.1.2.2.C.	Imágenes potenciadas en T2 FSE del corion perióptico	776
5.1.2.2.D.	Imágenes potenciadas en T2 FSTIR del corion perióptico	792
5.1.2.2.E.	Comparación de los valores medios de los parámetros medidos, en las diferentes potenciaciones, para el corion perióptico; análisis estadístico inferencial de los aspectos clínicos más importantes de la IRM del corion peróptico	804
5.1.2.3.	IRM del corion coronario	812
5.1.2.3.A.	Imágenes potenciadas en T1 SE del corion coronario	816
5.1.2.3.B.	Imágenes potenciadas en DP SE del corion coronario	832
5.1.2.3.C.	Imágenes potenciadas en T2 FSE del corion coronario	849
5.1.2.3.D.	Imágenes potenciadas en T2 FSTIR del corion coronario	865
5.1.2.3.E.	Comparación de los valores medios de los parámetros medidos, en las diferentes potenciaciones, para el cuerpo del corion coronario; análisis estadístico inferencial de los aspectos clínicos más importantes de la IRM del cuerpo del corion coronario	882
6.	DISCUSIÓN	893
6.1.	IRM DEL CONTINENTE	893
6.1.1.	IRM DE LA PIEL Y EL RUIDO	893
6.1.1.1.	Imágenes potenciadas en T1 SE de la piel y el ruido	895
6.1.1.1.A.	Capa externa	896
6.1.1.1.B.	Capa media	898
6.1.1.1.C.	Capa interna	901
6.1.1.1.D.	Ruido	903
6.1.1.1.E.	Otras observaciones sobre las imágenes potenciadas en T1 SE de la piel	904
6.1.1.2.	Imágenes potenciadas en DP SE de la piel y el ruido	908
6.1.1.2.A.	Capa externa	909
6.1.1.2.B.	Capa media	912
6.1.1.2.C.	Capa interna	914
6.1.1.2.D.	Ruido	916
6.1.1.2.E.	Otras observaciones sobre las imágenes potenciadas en DP SE de la piel	917
6.1.1.3.	Imágenes potenciadas en T2 FSE de la piel y el ruido	918
6.1.1.3.A.	Capa externa	920
6.1.1.3.B.	Capa media	923
6.1.1.3.C.	Capa interna	925
6.1.1.3.D.	Ruido	928

6.1.1.3.E. Otras observaciones sobre las imágenes potenciadas en T2 FSE de la piel.....	929
6.1.1.4. Imágenes potenciadas en T2 FSTIR de la piel y el ruido	931
6.1.1.4.A. Capa externa	932
6.1.1.4.B. Capa media	936
6.1.1.4.C. Capa interna	939
6.1.1.4.D. Ruido	943
6.1.1.4.E. Otras observaciones sobre las imágenes potenciadas en T2 FSITR de la piel	944
6.1.1.5. Comparación de los valores medios de los parámetros medidos, en las diferentes potenciaciones, para la piel y el ruido; análisis estadístico inferencial de los aspectos clínicos más importantes de la IRM de la piel	945
6.1.1.5.A. Comparación de los valores medios.....	945
6.1.1.5.B. Análisis estadístico inferencial.....	951
6.1.1.6. Descripción de la IRM de otras lesiones encontradas en la piel	953
6.1.1.6.A. Úlcera por presión	953
6.1.1.6.B. Cicatriz superficial.....	957
6.1.2. IRM DEL CASCO	962
6.1.2.1. IRM del periople.....	962
6.1.2.1.A. Imágenes potenciadas en T1 SE del periople	964
6.1.2.1.B. Imágenes potenciadas en DP SE del periople.....	968
6.1.2.1.C. Imágenes potenciadas en T2 SE del periople	971
6.1.2.1.D. Imágenes potenciadas en T2 FSTIR del periople	976
6.1.2.1.E. Comparación de los valores medios, de los parámetros medidos en las diferentes potenciaciones, para el periople; análisis estadístico inferencial de los aspectos clínicos más importantes de la IRM del periople	979
6.1.2.2. IRM del corion perióptico.....	988
6.1.2.2.A. Imágenes potenciadas en T1 SE del corion perióptico	989
6.1.2.2.B. Imágenes potenciadas en DP SE del corion perióptico	999
6.1.2.2.C. Imágenes potenciadas en T2 FSE del corion perióptico.....	1004
6.1.2.2.D. Imágenes potenciadas en T2 FSTIR del corion perióptico	1012
6.1.2.2.E. Comparación de los valores medios de los parámetros medidos, en las diferentes potenciaciones, para el corion perióptico; análisis estadístico inferencial de los aspectos clínicos más importantes de la IRM del corion perióptico	1017
6.1.2.3. IRM del corion coronario	1027
6.1.2.3.A. Imágenes potenciadas en T1 SE del corion coronario.....	1028
6.1.2.3.B. Imágenes potenciadas en DP SE del corion coronario	1043
6.1.2.3.C. Imágenes potenciadas en T2 FSE del corion coronario	1051
6.1.2.3.D. Imágenes potenciadas en T2 FSTIR del corion coronario.....	1067
6.1.2.3.E. Comparación de los valores medios de los parámetros medidos, en las diferentes potenciaciones, para el cuerpo del corion coronario; análisis estadístico inferencial de los aspectos clínicos más importantes de la IRM del cuerpo del corion coronario.....	1080
6.1.2.4. Consideraciones finales	1089
7. PROYECTOS DE FUTURO	1095

8. CONCLUSIONES	1103
9. CONCLUSIONS	1111
10. RESUMEN	1117
11. SUMMARY	1123
12. BIBLIOGRAFÍA	1129

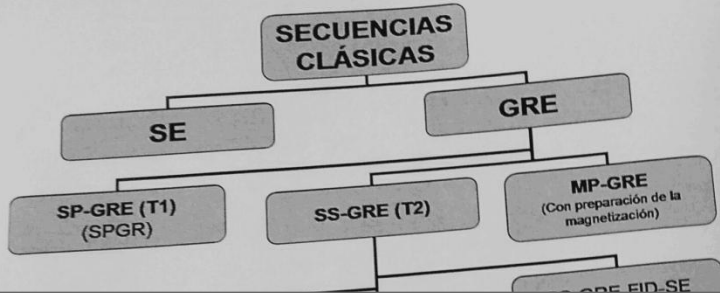
ÍNDICE DE ABREVIATURAS

3D	Tridimensional.
AED	Adultos con edema por decúbito.
AED 512	Adultos con edema por decúbito con FOV 512.
ALG	Algodonosa.
ANOVA	Analysis of variance; análisis de varianza.
ASL	Adultos sin lesión.
ASL 256	Adultos sin lesión con FOV 256.
ASL 512	Adultos sin lesión con FOV 512.
Bo	Fuerza del campo Magnético.
DP o D	Densidad protónica o densidad.
DP SE	Potenciación DP obtenida mediante secuencias del tipo eco de espín.
DP SE 256	Potenciación DP obtenida mediante secuencias del tipo eco de espín y con un FOV 256.
DP SE 512	Potenciación DP obtenida mediante secuencias del tipo eco de espín y con un FOV 512.

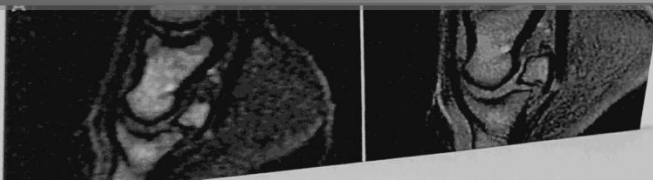
ÍNDICE DE FIGURAS Y ABREVIATURAS

ÍNDICE DE FIGURAS

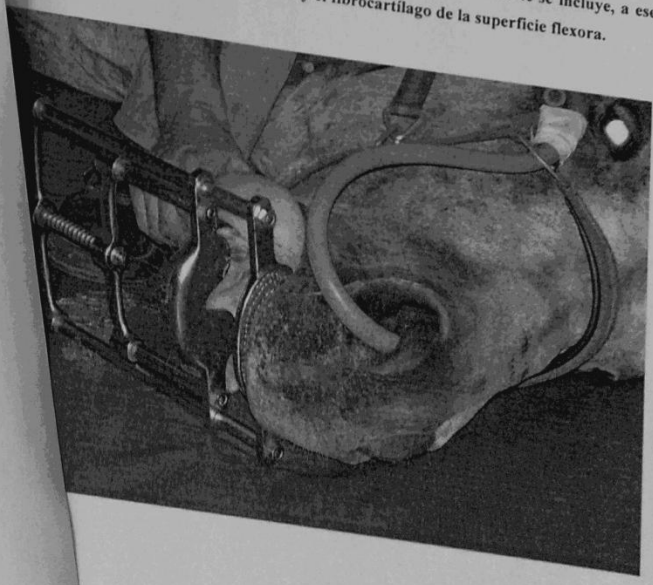
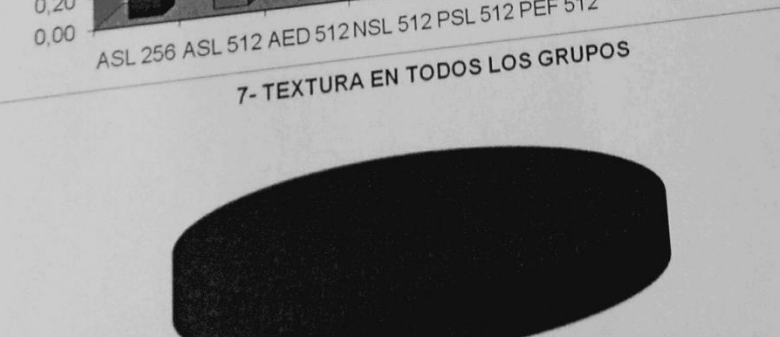
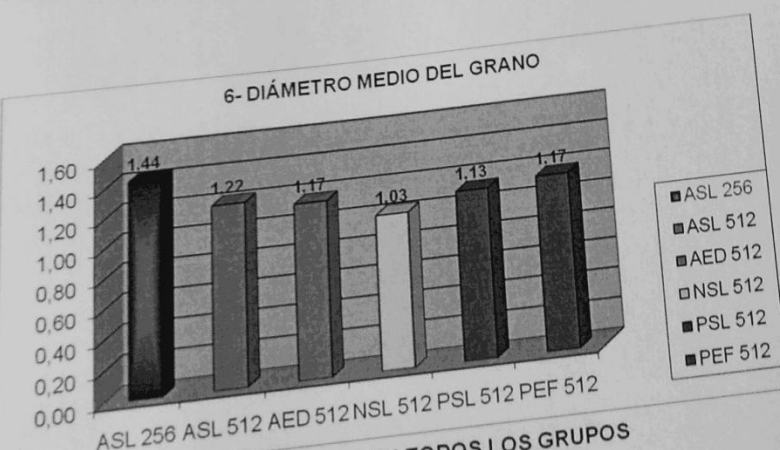
Figura 1. Esquema de los diferentes tipos de resonancia GIL (1993).	67
Figura 2. Vector de spin. Vector del momento magnético.	68
Figura 3. Representación de núcleos con sus momentos magnéticos.	68
Figura 4. Representación de dos núcleos con sus momentos magnéticos.	69
Figura 5. Representación del H ¹ bajo la acción del campo magnético.	70
Figura 6. Componentes longitudinal y transversal del movimiento de precesión.	71
Figura 7. Representación de dos átomos con movimiento de precesión.	71
Figura 8. Representación de estados energéticos y de fase de los protones.	72
Figura 9. Representación del voxel en un campo magnético de mayor magnitud.	73
Figura 10. Representación del voxel en un campo magnético de mayor magnitud.	73
Figura 11. Magnetización del vector magnetización.	74
Figura 12. Magnetización del elemento de volumen del elemento de volumen.	75
Figura 13. Representación de la componente transversal de un campo magnético.	76
Figura 14. Conjunto de núcleos del voxel bajo un campo magnético.	77
Figura 15. Representación del vector de magnetización en la fase de excitación.	78
Figura 16. Representación de la liberación de energía del voxel.	79
Figura 17. Representación de la liberación de energía del voxel.	80
Figura 18. Representación de la liberación de energía del voxel.	81
Figura 19. Variación de la liberación de energía del voxel.	82
Figura 20. Imagen de la liberación de energía del voxel.	83
Figura 21. Imagen de la liberación de energía del voxel.	84
Figura 22. Imagen de la liberación de energía del voxel.	85
Figura 23. Imagen de la liberación de energía del voxel.	86
Figura 24. Imagen de la liberación de energía del voxel.	87
Figura 25. Imagen de la liberación de energía del voxel.	88
Figura 26. Imagen de la liberación de energía del voxel.	89



ÍNDICE DE FIGURAS Y ABREVIATURAS



...incluyen tanto tejido de la médula ósea del navicular como hueso subcondral y fibrocartilago de la superficie flexora del mismo. En la imagen B podemos observar un corte sagital del mismo casco, potenciado en T1 SE, también rodeado con un círculo amarillo a nivel del lugar que ocuparía el artefacto de la imagen A, y con el grosor y posición del corte señalado con un círculo rojo discontinuo; podemos observar cómo en el grosor de dicho corte se incluye, a ese artefacto de la médula ósea, el hueso subcondral y el fibrocartilago de la superficie flexora.



ÍNDICE DE FIGURAS Y ABREVIATURAS

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Esquema de los diferentes tipos de resonancia GILI (1993).	58
Figura 2. Vector de <i>spin</i> . Vector del momento magnético.....	59
Figura 3. Representación de núcleos con sus momentos magnéticos	60
Figura 4. Representación del H ⁺ bajo la acción del campo magnético	60
Figura 5. Representación de dos átomos con movimiento de precesión.	61
Figura 6. Componentes longitudinal y transversal del movimiento de precesión.....	62
Figura 7. Representación de estados energéticos y de fase de los protones.....	63
Figura 8. Representación de los núcleos del vóxel bajo un campo magnético.	64
Figura 9. Representación del vóxel en un campo magnético de mayor magnitud	65
Figura 10. Representación de la componente transversal	66
Figura 11. Representación del vector magnetización del elemento de volumen.....	67
Figura 12. Magnetización del elemento de volumen bajo un campo magnético	68
Figura 13. Representación de la componente transversal de un protón.	69
Figura 14. Conjunto de núcleos del vóxel bajo el campo magnético.....	70
Figura 15. Representación del vector de magnetización en la fase de excitación.....	71
Figura 16. Representación esquemática de la liberación de energía del vóxel.	72
Figura 17. Representación esquemática de la generación de una imagen de RM.....	73
Figura 18. Representación de las componentes longitudinal y transversal.....	74
Figura 19. Variación en el tiempo del vector de magnetización en la relajación.....	75
Figura 20. Imágenes de RM originales del autor con diferente resolución.....	78
Figura 21. Representación esquemática de la señal no individualizada por vóxeles.	79
Figura 22. Esquema de la excitación selectiva de un plano de corte.	80
Figura 23. Representación de la interpretación conjunta de la señal de un corte.....	81
Figura 24. Representación de la disgregación del corte en filas	82
Figura 25. Representación de la componente transversal por filas	83
Figura 26. Representación de la imagen teóricamente obtenida a partir de las filas.....	84
Figura 27. Esquema de la aplicación del tercer gradiente magnético.	85

Figura 28. Representación del aislamiento de la señal del vóxel.	86
Figura 29. Transformación de la señal en un valor de tono de gris.	86
Figura 30. Esquema de representación del vóxel dentro del corte de tejido.	87
Figura 31. Representación de los códigos binarios de los píxeles.	88
Figura 32. Representación de la adaptación de una imagen codificada a 16 <i>bits</i> a 8 <i>bits</i>	89
Figura 33. Representación esquemática del modo relativo de conversión.	90
Figura 34. Representación esquemática del modo absoluto de conversión.	91
Figura 35. Conversión en modo absoluto de dos series de rangos de grises muy diferentes.	92
Figura 36. Representación de la codificación a 8 <i>bits</i> de varios tonos de los tres colores básicos.	93
Figura 37. Corte sagital de un tarso sano en las potenciaciones convencionales T1 y DP.	97
Figura 38. Relación entre TR, TE, el intervalo entre pulsos y el comienzo de la lectura.	98
Figura 39. Imágenes originales del autor potenciadas en T2 (SE) y T2*(GRE).	99
Figura 40. Diferentes tipos de secuencias de pulsos a partir de las dos secuencias clásicas.	101
Figura 41. Representación esquemática del artefacto de volumen parcial.	106
Figura 42. Imágenes originales del autor con artefacto de volumen parcial.	107
Figura 43. Imágenes originales del autor de artefactos ferromagnéticos en casco.	110
Figura 44. Imagen original del autor de artefacto ferromagnético en cuello.	111
Figura 45. Imágenes originales del autor de artefactos de Gibbs o truncamiento.	112
Figura 46. Imágenes originales del autor con artefactos de doblamiento y envolvimiento.	115
Figura 47. Representación tridimensional de las direcciones de artefacto de ángulo mágico.	117
Figura 48. Representación bidimensional de las direcciones de artefacto de ángulo mágico.	118
Figura 49. Imágenes originales del autor con un ejemplo de ángulo mágico.	119
Figura 50. Imágenes originales del autor con diferentes grados de ruido.	122
Figura 51. Composición de las cuatro zonas del cartílago articular.	143
Figura 52. Representación esquemática de las diferentes capas de la piel.	185
Figura 53. Material general de exploración.	404
Figura 54.- Instrumental de podiatría.	406
Figura 55. Pinzas de exploración de cascos.	407
Figura 56. Cámara fotográfica Sony® Model NO DSC – F717.	408
Figura 57. Equipo radiográfico portátil.	409

Figura 58. Equipo radiográfico fijo.	410
Figura 59. Películas radiográficas.	411
Figura 60. Reveladora automática de radiografías.	411
Figura 61. Negatoscopio.	412
Figura 62. Diversos tipos de posicionadores.	412
Figura 63. Elementos de radioprotección.	413
Figura 64. Equipo de ecografía con sondas, gel, almohadilla y disco.	414
Figura 65. Aparato de anestesia inhalatoria no ferromagnético.	415
Figura 66. Aparato de anestesia inhalatoria DRAEGER®.	416
Figura 67. Abrebocas.	417
Figura 68. Sondas endotraqueales.	417
Figura 69. Armazón explorador y soporte.	418
Figura 70. Consola para el manejo del equipo de tomografía.	419
Figura 71. Equipo de resonancia magnética.	420
Figura 72. Consola para el manejo del equipo de resonancia magnética.	421
Figura 73. Fotografías las antenas de radiofrecuencia utilizadas.	423
Figura 74. Impresora multiformato.	425
Figura 75. Paciente en proceso de exploración mediante resonancia magnética.	425
Figura 76. Material general de disección.	426
Figura 77. Sierra eléctrica.	427
Figura 78. Cajetín de control de la cámara congeladora.	428
Figura 79. Equipamiento informático para la digitalización de radiografías.	429
Figura 80. Instrumentos para el transporte de información digital.	430
Figura 81. Material general para la preparación del paciente.	431
Figura 82. Productos utilizados para la tranquilización de los pacientes.	431
Figura 83. Productos utilizados para la anestesia de los pacientes.	432
Figura 84. Material ortopédico.	433
Figura 85. Cóctel eutanásico.	433
Figura 86. Tipos de botes para la conservación y envío de muestras histológicas.	434
Figura 87. Ficha clínica.	436

Figura 88. Ficha de diagnóstico por imagen	437
Figura 89. Imagen de la inducción anestésica de un equino adulto	439
Figura 90. Procedimiento de intubación del paciente.	439
Figura 91. Caballo recién intubado y conectado al equipo de anestesia inhalatoria.	440
Figura 92. Procedimiento de ajuste de los valores de anestesia del equipo.	441
Figura 93. Colocación de trabones y polipasto e inicio de la elevación del paciente.....	442
Figura 94. Traslado del paciente mediante el polipasto	443
Figura 95. Imagen de un pony asturcón adulto colocado sobre la camilla no ferromagnética.....	444
Figura 96. Extremidades de equinos adultos numeradas y conservadas bajo congelación.	445
Figura 97. Pantalla para la consulta de parámetros del programa Osiris 4.19®.....	446
Figura 98. Imagen de la colocación y sujeción de la extremidad en el interior de la antena.....	449
Figura 99. Ejemplificación de la programación de los cortes	456
Figura 100. Series de cortes idénticos con diferentes potenciaciones	458
Figura 101. Tabla de los valores de los parámetros de las secuencias utilizadas de la familia SE.....	463
Figura 102. Tabla de los valores de los parámetros de las secuencias utilizadas de la familia GRE.	464
Figura 103. Selección de cuatro imágenes con diferente potenciación del mismo corte.	465
Figura 104. Ejemplo de activación de la herramienta de selección de un área de interés	466
Figura 105. Ejemplo de la obtención del valor promedio de IS del vóxel de un área “Roi”	468
Figura 106. Imagen de la escala de tonos de gris.....	469
Figura 107. Ejemplos de imágenes de los tres patrones de textura	473
Figura 108. Ejemplo de activación de la herramienta de medición lineal de Osiris 4.19®.	474
Figura 109. Imagen de la medición del grosor del corion coronario en tres puntos diferentes.	475
Figura 110. Ejemplo de una expresión del análisis estadístico mediante el programa Epi Info7.....	477
Figura 111. Ejemplo de datos de señal correspondientes al ruido de la zona de aire.....	482
Figura 112. Gráfico de la variación de la IS de los tejidos de una IRM.....	482
Figura 113. Gráfico de variación de la IS de los tejidos que atraviesa una IRM	483
Figura 114. Correspondencia de la anatomía de la capa externa de la piel con la IRM en T1 SE.	484
Figura 115. Tabla de datos de la piel en las imágenes potenciadas en T1 SE.....	485
Figura 116. Gráfico de series aptas en el estudio de las capas de la piel con menor matriz.....	486
Figura 117. Gráfico de series aptas en el estudio de las capas de la piel con mayor matriz.....	486

Figura 118. Corte sagital, potenciado en T1 SE, en que se señala la capa externa de la piel.....	487
Figura 119. Tablas con los resultados de la capa externa hiperintensa de la piel en T1 SE.....	492
Figura 120. Representación gráfica de la media de IS.de la capa externa en T1SE.....	494
Figura 121. Representación gráfica de las medias de los resultados de la capa externa en T1 SE	497
Figura 122. Corte coronal, potenciado en T1 SE, de la cuartilla: capa media de la piel.....	498
Figura 123. Porcentaje de imágenes aptas para la valoración de la capa media en T1 SE.....	499
Figura 124. Tablas con los resultados obtenidos para la capa media de la piel en T1 SE	504
Figura 125. Gráfica de las medias de los resultados de la capa externa en T1 SE.....	508
Figura 126. Imagen coronal T1 SE de la capa media de la piel en una cuartilla.....	510
Figura 127. Porcentaje de imágenes T1 SE aptas para la valoración de la capa interna de la piel	511
Figura 128. Tablas de resultados de la capa interna de la piel en T1 SE	515
Figura 129. Gráficas de las medias de los resultados de la capa interna en T1 SE.....	520
Figura 130. Corte coronal T1 SE del tarso de un caballo en la que se señala la zona de aire	521
Figura 131. Tablas con los resultados del aire en T1 SE	522
Figura 132. Gráficas de las medias de los datos del aire en T1 SE.....	525
Figura 133. Corte transversal T1 SE del carpo de un adulto: cuarta capa.....	526
Figura 134. Corte coronal potenciado en T1 SE del casco y la cuartilla de un neonato.	527
Figura 135. Corte transversal potenciado en T1 SE del menudillo de un neonato.	528
Figura 136. Corte coronal del menudillo de un neonato potenciado en T1 SE.....	529
Figura 137. Corte transversal en T1 SE, de la articulación tarsometatarsiana de un adulto, a nivel de la	530
Figura 138. Corte sagital T1 SE, de la parte palmar de la cuartilla de un caballo adulto	531
Figura 139. Corte sagital T1 SE de la cuartilla de un caballo adulto.	532
Figura 140. Corte sagital, de la cuartilla de un caballo adulto portenciado en T1 SE.....	533
Figura 141. Corte sagital, del carpo de un caballo adulto potenciado en T1 SE.....	534
Figura 142. Corte transversal T1 SE del metatarso de un adulto con edema por decúbito.....	535
Figura 143. Corte coronal T1 SE del metatarso de un potrillo con fractura	536
Figura 144. Corte sagital T1 SE del metatarso de un potrillo con fractura	537
Figura 145. Corte coronal T1 SE del metatarso de un potrillo con fractura y ROI señaladas.	538
Figura 146. Corte transversal T1 SE del carpo de un adulto (A) y de un neonato (B).....	539
Figura 147. Gráficas de porcentaje de imágenes aptas para el análisis de la piel en DP SE.....	540

Figura 148. Corte coronal de la cuartilla de un adulto, potenciado en DP SE.	540
Figura 149. Corte sagital DP SE de la cuartilla y los talones de un caballo adulto.....	541
Figura 150. Tablas de resultados de la capa externa de la piel en DP SE.	544
Figura 151. Gráficas de resultados de la capa externa de la piel en DP SE.	548
Figura 152. Corte sagital en DP SE de la cuartilla y talón de un adulto. Capa media de la piel	550
Figura 153. Tablas de resultados de la capa media de la piel en DP SE.	553
Figura 154. Gráficas de resultados de la capa media de la piel en DP SE.	558
Figura 155. Corte coronal en DP SE de la cuartilla de un adulto.....	559
Figura 156. Gráficas de porcentaje de imágenes aptas para el análisis de la capa externa en DP SE	560
Figura 157. Tablas de resultados de la capa interna de la piel en DP SE.....	563
Figura 158. Gráficas de resultados de la capa interna de la piel en DP SE.	567
Figura 159. Corte sagital en DP SE del carpo de un neonato. Señal del aire.....	569
Figura 160. Tablas de resultados de la capa interna de la piel en DP SE.....	570
Figura 161. Gráficas de los resultados de la capa interna de la piel en DP SE	573
Figura 162. Corte sagital en DP SE de la cuartilla casco de un neonato. Capas de la piel.....	575
Figura 163. Corte sagital en DP SE de la cuartilla y casco de un neonato. Capas de la piel.....	576
Figura 164. Corte transversal en DP SE de la articulación coxofemoral de un adulto.....	577
Figura 165. Corte coronal en DP SE de la cuartilla y casco de un adulto. Ruido y piel	578
Figura 166. Corte sagital T2 FSE del tarso y metatarso de un adulto.	579
Figura 167. Gráfica de porcentaje de imágenes aptas en el estudio de cada capa en T2 FSE.....	579
Figura 168. Gráfica del porcentaje de imágenes T2 FSE aptas con FOV 256	580
Figura 169. Gráfica del porcentaje de imágenes T2 FSE aptas con FOV 512.	580
Figura 170. Corte coronal T2 FSE del carpo de un adulto.Capa externa de la piel.....	581
Figura 171. Tablas de resultados de la capa externa de la piel en T2 FSE.....	584
Figura 172. Gráficas de resultados para la capa externa de la piel en T2 FSE.....	589
Figura 173. Corte coronal T2 FSE de la cuartilla de un adulto. Capa media de la piel.....	591
Figura 174. Gráficas de porcentaje de imágenes T2 FSE aptas para el análisis de la capa media.	592
Figura 175. Tablas de resultados T2 FSE de la capa media de la piel.	596
Figura 176. Gráficas de resultados T2 FSE para la capa media de la piel.	600
Figura 177. Corte coronal T2 FSE de la cuartilla de un neonato.Capa interna de la piel.....	602

Figura 178. Gráficas de porcentaje de imágenes T2 FSE aptas para el análisis de la capa interna	603
Figura 179. Tablas de resultados T2 FSE de la capa interna de la piel.....	607
Figura 180. Gráficas de resultados T2 FSE para la capa interna de la piel.....	611
Figura 181. Corte coronal T2 FSE de la cuartilla y el casco. Señal del aire.....	612
Figura 182. Tablas de resultados T2 FSE del aire.....	613
Figura 183. Gráficas de los resultados del aire en T2 FSE.....	617
Figura 184. Corte transversal del antebrazo de un adulto en T1 SE, DP SE y T2 FSE.....	618
Figura 185. Corte sagital T2 FSE de la articulación carporradiar de un adulto. Capa externa.....	619
Figura 186. Cortes sagitales T2 FSE de la cuartilla y el casco de un neonato y un adulto.....	620
Figura 187. Cortes sagitales T2 FSE del metatarso de un neonato con fractura y un adulto con edema.....	620
Figura 188. Corte coronal T2 FSTIR del tarso de un adulto. Capas de la piel.....	621
Figura 189. Gráfica de porcentaje de imágenes T2 FSTIR aptas para el estudio de las capas de la piel.....	621
Figura 190. Gráfica de porcentaje de imágenes T2 FSTIR aptas con FOV 256.....	622
Figura 191. Gráfica de porcentaje de imágenes T2 FSTIR aptas con FOV 512.....	622
Figura 192. Corte coronal T2 FSTIR del tarso de un adulto. Capa externa de la piel.....	623
Figura 193. Tablas de resultados T2 FSTIR de la capa externa de la piel.....	627
Figura 194. Gráfica de resultados T2 FSTIR de la capa externa de la piel.....	631
Figura 195. Corte coronal T2 FSTIR del carpo de un adulto. Capa media de la piel.....	633
Figura 196. Gráficas de porcentaje de imágenes T2 FSTIR aptas para el estudio de la capa media.....	634
Figura 197. Tablas de resultados T2 FSTIR de la capa media de la piel.....	638
Figura 198. Gráficas resultados T2 FSTIR para la capa media de la piel.....	642
Figura 199. Corte coronal T2 FSTIR de la cuartilla de un neonato. Capa interna de la piel.....	644
Figura 200. Gráficas de porcentaje de imágenes T2 FSTIR aptas para el estudio de la capa interna.....	645
Figura 201. Tablas de resultados T2 FSTIR de la capa interna de la piel.....	649
Figura 202. Gráficas de resultados T2 FSTIR para la capa interna de la piel.....	653
Figura 203. Corte coronal T2 FSTIR del tarso de un adulto. Señal del aire.....	654
Figura 204. Tablas de resultados T2 FSTIR del aire.....	655
Figura 205. Gráficas de los resultados T2 FSTIR del aire.....	658
Figura 206. Corte coronal del tarso de un equino adulto DP SE, T1 SE y T2 FSTIR. Capa media.....	660
Figura 207. Corte sagital T2 FSTIR y DP SE del metatarso de un equino adulto. Capa externa.....	661

Figura 208. Corte coronal T2 FSTIR de un metatarso con edema y otro con fractura. Piel y aire.....	662
Figura 209. Cortes sagitales T2 FSTIR de dos cuartillas. Vaina de los flexores y capa interna	663
Figura 210. Cortes transversales T2 FSTIR y T2 FSE de la cuartilla de un neonato. Capa interna.....	664
Figura 211. Gráficas comparativas de media de IS para los grupos y capas de la piel estudiados.....	667
Figura 212. Imágenes comparativas de las tres capas de la piel, en todos los grupos estudiados.	668
Figura 213. Gráficas del tono medio del gris principal para todos los grupos y capas de la piel.....	669
Figura 214. Gráficas del tono medio del gris secundario para todos los grupos y capas de la piel.....	671
Figura 215. Gráficas de la heterogeneidad media para todos los grupos y capas de la piel.	672
Figura 216. Gráficas del grosor medio para todos los grupos y capas de la piel.....	674
Figura 217. Gráficas del diámetro medio del granos para todos los grupos y capas de la piel	676
Figura 218. Gráficas del valor medio de IS del aire para los dos grupos estudiados	677
Figura 219. Gráfica del valor medio de IS de la capa interna. FOV 512, cuatro potenciaciones.....	678
Figura 220. Cortes coronales T1 SE de la apófisis calcánea de un adulto con úlcera.....	682
Figura 221. Cortes coronales DP SE de la apófisis calcánea de un adulto con úlcera.	683
Figura 222. Cortes coronales T2 FSE de la apófisis calcánea de un adulto con úlcera.....	684
Figura 223. Cortes coronales T2 FSTIR de la apófisis calcánea de un adulto con úlcera.....	685
Figura 224. Cortes coronales T1 SE. Edema, úlcera y fractura. Capa interna de la piel.....	686
Figura 225. Cortes coronales DP SE. Edema, úlcera y fractura.....	687
Figura 226. Cortes coronales T2 FSE. Edema, úlcera y fractura..	687
Figura 227. Cortes coronales T2 FSTIR. Edema, úlcera y fractura..	688
Figura 228. Corte coronal T1 SE del tarso y metatarso de un adulto. Cicatriz superficial.....	689
Figura 229. Corte coronal DP SE del tarso y metatarso de un adulto. Cicatriz superficial	690
Figura 230. Corte coronal T2 FSE del tarso y metatarso de un adulto. Cicatriz superficial..	691
Figura 231. Corte coronal T2 FSTIR del tarso y metatarso de un adulto. Cicatriz superficial.	691
Figura 232. Corte transversal, cuatro potenciaciones. Cicatriz y espejuelo.	692
Figura 233. Cortes transversales T1 SE tarso de un adulto. Artefacto y espejuelo	693
Figura 234. Periople en la zona de las lumbres. Corte anatómico e imagen T1 SE	694
Figura 235. Cortes T1 SE sagital, coronal y transversal del periople.....	696
Figura 236. Gráficos de porcentaje de imágenes aptas para el estudio del periople según plano	697
Figura 237. Cortes T1 SE del periople, corion perióptico y corion coronario. Sano y con infosura.....	698

Figura 238. Corte sagital T1 SE del casco de un neonato: Periople.	699
Figura 239. Gráficas de la aptitud para la valoración del periople de las imágenes T1 SE.	700
Figura 240. Tablas de resultados del periople en T1 SE.	703
Figura 241. Gráficas de la comparación de resultados en T1SE para el periople.	707
Figura 242. Corte sagital DP SE de un animal maduro sano. Periople.	709
Figura 243. Cortes coronal y transversal DP SE del casco de un animal maduro y sano. Periople.	710
Figura 244. Cortes sagitales del casco de adultos: sano y con infosura. Periople y rotación.	710
Figura 245. Gráfica de la aptitud en DP SE para la valoración del periople.	711
Figura 246. Tablas de resultados en DP SE del periople.	713
Figura 247. Gráficas de los resultados en DP SE para el periople.	716
Figura 248. Corte sagital T2 FSE del casco y cuartilla. Periople.	718
Figura 249. Cortes idénticos sagitales T2 FSE Y T1 SE del casco de adulto. Periople.	719
Figura 250. Cortes idénticos transversales T2 FSE y T1 SE del casco de un adulto. Periople.	719
Figura 251. Cortes idénticos sagitales T2 FSE y T1 SE del casco de adulto con infosura. Periople.	720
Figura 252. Gráfica de aptitud de las imágenes T2 FSE para la valoración del periople.	721
Figura 253. Tablas de resultados T2 FSE del periople.	723
Figura 254. Gráficas de resultados T2 FSE para el periople.	726
Figura 255. Cortes sagitales idénticos T2 FSTIR del casco. Periople delimitado y no.	728
Figura 256. Cortes idénticos sagitales T2 FSTIR del casco de un adulto sin lesión. Periople.	729
Figura 257. Cortes idénticos transversales T2 FSTIR del casco DE un caballo sano. Periople.	729
Figura 258. Cortes idénticos T2 FSTIR sagitales del casco de un adulto con infosura.	730
Figura 259. Gráfica de porcentaje de imágenes T2 FSTIR aptas para la valoración del periople.	730
Figura 260. Tablas de resultados T2 FSTIR del periople.	732
Figura 261. Gráficas de resultados T2 FSTIR del periople.	735
Figura 262. Gráfica de media de IS del periople, para todos los grupos y potenciaciones estudiados. ...	736
Figura 263. Gráfica de tono de gris principal del periople. Todos los grupos y potenciaciones.	737
Figura 264. Gráfica de tono de gris secundario del periople. Todos los grupos y potenciaciones.	738
Figura 265. Gráfica de heterogeneidad del periople. Todos los grupos y potenciaciones.	739
Figura 266. Gráfica del grosor del periople. Todos los grupos y potenciaciones.	740
Figura 267. Gráfica del diámetro del grano del periople. Todos los grupos y potenciaciones.	741

Figura 268. Cortes sagitales anatómico y T1 SE de las lumbres del casco de un caballo.....	745
Figura 269. Corte coronal anatómico y T1 SE de las cuartas partes del casco de un caballo.	745
Figura 270. Corte transversal anatómico y T1 SE del casco de un caballo.....	746
Figura 271. Gráficas de porcentaje de imágenes T1 SE aptas según plano	748
Figura 272. Corte sagital T1 SE. Zona entre las lumbres y los hombros. Corion perióplico	748
Figura 273. Detalle de un corte coronal T1 SE a nivel del rodete coronario. Bandas hipointensas.....	749
Figura 274. Corte coronal T1 SE del casco de un adulto. Corion perióplico y estructuras cercanas.	750
Figura 275. Corte transversal T1 SE de un casco. Periople y corion perióplico y coronario.....	751
Figura 276. Corte transversal T1 SE del un casco con infosura. Corion coronario y perióplico.	752
Figura 277. Corte sagital T1 SE del casco de un neonato. Corion perióplico y estructuras cercanas.	753
Figura 278. Gráficas de aptitud T1 SE para la valoración del corion perióplico.	754
Figura 279. Tablas de resultados T1 SE del corion perióplico.....	757
Figura 280. Gráficas de los resultados en T1 SE para el corion perióplico.....	762
Figura 281. Corte sagital DP SE entre lumbres y hombros del casco. Corion perióplico.....	765
Figura 282. Cortes sagital y coronal DP SE del rodete coronario del casco. Bandas hipointensas.....	765
Figura 283. Corte coronal DP SE de un casco de un adulto con infosura. Corion perióplico.....	766
Figura 284. Corte transversal DP SE del casco de un adulto sano. Corion coronario y perióplico.....	767
Figura 285. Corte transversal DP SE de un casco con infosura. Corion coronario-perióplico.....	768
Figura 286. Cortes sagital y coronal DP SE del casco de un neonato. Corion perióplico.....	769
Figura 287. Gráfica de la aptitud de las imágenes DP SE para el estudio del corion perióplico.....	770
Figura 288. Tablas de resultados DP SE del corion perióplico.	771
Figura 289. Gráficas de resultados DP SE para el corion perióplico.	775
Figura 290. Corte sagital T2 FSE del caso de un adulto. Corion perióplico entre lumbres y hombros....	777
Figura 291. Corte sagital DP SE y T2 FSE. Corion perióplico de las lumbres.	778
Figura 292. Corte coronal T2 FSE. Corion perióplico en casco con infosura.....	779
Figura 293. Corte coronal T2 FSE. Límites del corion perióplico. Casco con infosura.....	780
Figura 294. Corte transversal T2 FSE. Corion perióplico y coronario. Casco sin lesión.....	781
Figura 295. Corte transversal T2 FSE. Corion coronario y perióplico. Periople y piel. Casco sano.....	782
Figura 296. Cortes sagital y coronario T2 FSE. Caso neonato sin lesión. Corion perióplico.	783
Figura 297. Gráfica de aptitud T2 FSE para la valoración del corion perióplico.....	784

Figura 298. Tablas de resultados T2 FSE del corion perióplico.	787
Figura 299. Gráficas de resultados T2 FSE para el corion perióplico.	791
Figura 300. Corte sagital T2 FSTIR. Corion perióplico. Casco adulto sin lesión.....	793
Figura 301. Cortes sagitales T2 FSTIR y DP SE. Corion perióplico. Casco adulto sin lesión.	793
Figura 302. Cortes transversales idénticos T2 FSTIR, T2 FSE, DP SE y T1 SE. Corion perióplico.	794
Figura 303. Cortes coronales idénticos T2 FSTIR y T1 SE. Corion perióplico y coronario.	795
Figura 304. Cortes coronales idénticos T2 FSTIR y T2 FSE. Neonato. Corion perióplico	796
Figura 305. Corte sagital T2 FSTIR. Casco con infosura. Corion perióplico.	797
Figura 306. Gráfica de aptitud T2 FSTIR para la valoración del corion perióplico.....	798
Figura 307. Tablas de resultados T2 FSTIR del corion perióplico.	799
Figura 308. Gráficas de resultados T2 FSTIR para el corion perióplico.	803
Figura 309. Gráfica de la media de IS del corion perióplico. Todos los grupos y potenciaciones.	805
Figura 310. Gráfica de tono de gris principal. Corion perióplico. Todos los grupos y potenciaciones. ..	806
Figura 311. Gráfica de tono de gris secundario. Corion perióplico. Todos los grupos y potenciaciones.	807
Figura 312. Gráfica de heterogeneidad. Corion perióplico. Todos los grupos y potenciaciones.	808
Figura 313. Gráfica de diámetro del grano. Corion perióplico. Todos los grupos y potenciaciones.	809
Figura 314. Corte sagital anatómico y T1 SE de las lumbres. Corion coronario.	813
Figura 315. Corte coronal anatómico y T1 SE de las cuartas partes. Corion coronario.....	814
Figura 316. Corte transversal T1 SE. Lumbres de animal adulto. Corion coronario	814
Figura 317. Gráficos de porcentaje de imágenes aptas para la valoración del corion coronario.....	816
Figura 318. Corte sagital T1 SE. Lumbres de casco adultos sin lesión. Corion coronario.	817
Figura 319. Corte coronal T1 SE. Adulto sin lesión. Corion coronario.	818
Figura 320. Cortes transversales T1 SE. Adulto sin lesión. Corion coronario.....	819
Figura 321. Corte coronal T1 SE. Adultos sin lesión. Corion coronario.	820
Figura 322. Cortes sagitales T1 SE. Corion coronario. Casos con infosura.	821
Figura 323. Cortes coronales T1 SE. Corion coronario. Cascos con infosura.	821
Figura 324. Cortes transversales T1 SE. Corion Coronario. Casco con infosura.	822
Figura 325. Corte sagital T1 SE. Casco de neonato. Corion coronario.....	823
Figura 326. Cortes coronales T1 SE. Casco de neonato. Corion coronario.	824
Figura 327. Gráfica de aptitud de T1 SE para la valoración del cuerpo del corion coronario	824

Figura 328. Tablas de resultados T1 SE del cuerpo del corion coronario	826
Figura 329. Gráficas de resultados T1 SE. Corion coronario.....	830
Figura 330. Cortes sagitales DP SE. Adulto sin lesión. Corion coronario.....	834
Figura 331. Cortes coronales DP SE. Adulto sin lesión. Corion coronario.....	835
Figura 332. Cortes transversales DP SE. Adulto sin lesión. Corion coronario.....	836
Figura 333. Corte transversal DP SE. Adulto sin lesión. Corion coronario.....	836
Figura 334. Corte sagital DP SE. Adultos in lesión. Cuerpo y papilas coronarias.....	837
Figura 335. Cortes sagitales DP SE. Adultos sin lesión y con infosura. Corion coronario.....	838
Figura 336. Cortes coronales DP SE. Adultos sin lesión y con infosura. Corion coronario.....	838
Figura 337. Cortes sagitales DP SE. Caso de neonato. Corion coronario	840
Figura 338. Cortes coronales DP SE. Casco de neonato. Corion coronario.....	841
Figura 339. Gráfica de aptitud DP SE para la valoración del cuerpo del corion coronario.....	842
Figura 340. Tablas de resultados DP SE del cuerpo del corion coronario.....	844
Figura 341. Gráficas de resultados DP SE para el corion coronario	847
Figura 342. Cortes sagitales T2 FSE. Adulto sin lesión. Corion coronario.....	850
Figura 343. Cortes coronales T2 FSE. Adulto sin lesión. Corion coronario	851
Figura 344. Cortes transversales T2 FSE . Adulto sin lesión. Corion coronario.....	852
Figura 345. Cortes transversales T2 FSE. Adulto sin lesión. Corion cronario y perióplico.....	852
Figura 346. Corte sagital T2 FSE. Adulto sin lesión. Corion coronario.....	853
Figura 347. Cortes sagitales T2 FSE. Adultos sin lesión y con infosura. Corion coronario.....	854
Figura 348. Cortes coronales T2 FSE. Adultos sin leisión y con infosura. Corion coronario.....	855
Figura 349. Cortes sagitales T2 FSE. Casco de neonato. Corion coronario.....	856
Figura 350. Cortes coronales T2 FSE. Casco de neonato. Corion coronario	857
Figura 351. Gráfica de aptitud T2 FSE para la valoración del cuerpo del corion coronario.....	857
Figura 352. Tablas de resultados T2 FSE para el corion coronario	859
Figura 353. Gráficas resultados T2 FSE para el corion coronario.....	863
Figura 354. Cortes sagitales T2 FSTIR. Adulto sin lesión. Corion coronario.....	867
Figura 355. Cortes coronales T2 FSTIR. Adulto sin lesión. Corion coronario.....	868
Figura 356. Cortes transversales T2 FSTIR. Adulto sin lesión. Corion coronario.....	869
Figura 357. Corte transversal T2 FSTIR. Adulto sin lesión. Corion coronario y perióplico.....	869

Figura 358. Corte sagital T2 FSTIR. Adulto sin lesión. Corion coronario.	870
Figura 359. Cortes sagitales T2 FSTIR. Adultos sin lesión y con infosura. Corion coronario.	871
Figura 360. Cortes coronales T2 FSTIR. Adultos sin lesión y con infosura.	872
Figura 361. Cortes sagitales T2 FSTIR. Casco de neonato. Corion coronario.	873
Figura 362. Cortes coronales T2 FSTIR. Casco de neonato. Corion coronario.	874
Figura 363. Gráfica de aptitud T2 FSTIR para la valoración del cuerpo del corion coronario.	874
Figura 364. Tablas de resultados T2 FSTIR para corion coronario.	876
Figura 365. Gráficas de resultados T2 FSTIR para el corion coronario	880
Figura 366. Gráfica de IS. Corion coronario. Todos los grupos y potenciaciones.	882
Figura 367. Gráfica de tono de gris principal. Corion coronario. Todos los grupos y potenciaciones. ...	883
Figura 368. Gráfica de tono de gris secundario. Corion coronario. Todos los grupos y potenciaciones. ...	884
Figura 369. Gráfica de heterogeneidad. Corion coronario. Todos los grupos y potenciaciones	885
Figura 370. Gráfica de grosor . Corion coronario. Todos los grupos y potenciaciones.	886
Figura 371. Gráfica de diámetro del grano. Corion coronario. Todos los grupos y potenciaciones	886
Figura 372. Esquema de hipótesis de variación de composición. Periople con infosura frente a sano.	987

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

3D	Tridimensional.
AED	Adultos con edema por decúbito.
AED 512	Adultos con edema por decúbito con FOV 512.
ALG	Algodonosa.
ANOVA	<i>Analysis of variante</i> ; análisis de varianza.
ASL	Adultos sin lesión.
ASL 256	Adultos sin lesión con FOV 256.
ASL 512	Adultos sin lesión con FOV 512.
Bo	Fuerza del campo Magnético.
DP o D	Densidad protónica o densidad.
DP SE	Potenciación DP obtenida mediante secuencias del tipo eco del espín.
DP SE 256	Potenciación DP obtenida mediante secuencias del tipo eco del espín y con un FOV 256.
DP SE 512	Potenciación DP obtenida mediante secuencias del tipo eco del espín y con un FOV 512.
DS	Desviación estándar.
ET	<i>Echo train</i> ; tren de eco.
ETL	<i>Echo train length</i> ; factor de eco.
FOV	<i>Field of view</i> ; ancho de ventana.
FOV 256	<i>Field of view 256 x 256</i> ; ancho de ventana 256 x 256.
FOV 512	<i>Field of view 512 x 512</i> ; ancho de ventana 512 x 512.
FSE	<i>Fast spín echo</i> ; eco del espín rápido.
FSTIR	<i>Fast short time inversion recovery</i> ; rápida inversión y recuperación de tiempo corto.
GR	Granular.
GRE	<i>Gradient echo</i> ; eco de gradiente.
H⁺	Átomo de hidrógeno sin un electrón o protón.
IR	Inversión-recuperación.
IRM	Imagen mediante resonancia magnética.
IS	Intensidad de señal.
ISL 256	Inmaduros sin lesión con FOV 256.

ISL 512	Inmaduros sin lesión con FOV 512.
ISL	Inmaduros sin lesión.
M	Vector de magnetización.
Max.	Valor máximo obtenido en un área estudiada.
MI	Maduros con infosura.
MI 256	Maduros con infosura con FOV 256.
MI 512	Maduros con infosura con FOV 512.
Min.	Valor mínimo obtenido en un área estudiada.
MP	<i>Magnetization preparation</i> ; preparación para la magnetización.
MSL	Maduros sin lesión.
MSL 256	Maduros sin lesión con FOV 256.
MSL 512	Maduros sin lesión con FOV 512.
Mxy	Vector de magnetización transversal.
Mz	Vector de magnetización longitudinal.
Na	Sodio.
NE	Número de excitación o de adquisición.
NP	No procede.
NSL	Neonatos sin lesión.
NSL 256	Neonatos sin lesión con FOV 256.
NSL 512	Neonatos sin lesión con FOV 512.
PD	<i>Proton density</i> o densidad protónica.
PD SE	<i>Proton density spin echo</i> ; potenciación en densidad protónica obtenida con secuencias del tipo eco del espín.
PEF	Potrillos con edema por fractura.
PEF 512	Potrillos con edema por fractura con FOV 512.
PSL	Potrillos sin lesión.
PSL 512	Potrillos sin lesión con FOV 512.
RM	Resonancia magnética.
RMN	Resonancia magnética nuclear.
ROI o Roi	<i>Region of interest</i> ; región de interés.
RSE	<i>Rapid spin echo</i> ; eco de espín rápido.
SE	<i>Spin echo</i> ; eco del espín.
SNC	Sistema nervioso central.
SNP	Sistema nervioso periférico.

SP	<i>Spoiler</i> ; disruptor o destructor.
SPGR	<i>Spoiled gradient recalled</i> ; gradiente de eco dañado.
SS	<i>Steady state</i> ; estado estable.
STIR	<i>Short time inversion-recovery</i> ; Inversión-recuperación de tiempo corto.
T	Tesla, unidad de potencia de inducción magnética.
T1	Tiempo recuperación del 63% del vector de la magnetización longitudinal.
T1 SE	Potenciación T1 obtenida mediante secuencias del tipo eco del espín.
T1 SE 256	Potenciación T1 obtenida mediante secuencias del tipo eco del espín y con un FOV 256.
T1 SE 512	Potenciación T1 obtenida mediante secuencias del tipo eco del espín y con un FOV 512.
T2	Tiempo en el que se pierde el 63% del vector de la magnetización transversal.
T2*	Tiempo en el que se pierde el 63% del vector de la magnetización transversal obtenido mediante secuencias de pulso de la familia de eco de gradiente.
T2 FSE	Potenciación T2 obtenida mediante secuencias del tipo eco del espín con la opción <i>Fast</i> .
T2 FSE 256	Potenciación T2 obtenida mediante secuencias del tipo eco del espín con la opción <i>Fast</i> y con un FOV 256.
T2 FSE 512	Potenciación T2 obtenida mediante secuencias del tipo eco del espín con la opción <i>Fast</i> y con un FOV 512.
T2 FSTIR	Potenciación T2 obtenida mediante secuencias del tipo eco del espín con las opciones <i>Fast</i> e IR.
T2 FSTIR 256	Potenciación T2 obtenida mediante secuencias del tipo eco del espín con las opciones <i>Fast</i> e IR, con un FOV 256.
T2 FSTIR 512	Potenciación T2 obtenida mediante secuencias del tipo eco del espín con las opciones <i>Fast</i> e IR, con un FOV 512.
TAC	Tomografía axial computadorizada.
TE	Tiempo de eco.
TFDP	Tendón flexor digital profundo.

TFDS	Tendón flexor digital superficial.
TI	Tiempo de inversión.
TR	Tiempo de repetición.
TSE	<i>Turbo spín echo</i> ; turbo espín eco.
X	Eje cartesiano en horizontal.
Y	Eje cartesiano en vertical.
Z	Eje cartesiano en profundidad.



INTRODUCCIÓN



1. INTRODUCCIÓN

En numerosas ocasiones, el antropocentrismo de la mayor parte de las ramas del conocimiento hace que creamos que escapamos a la selección natural. Pensamos que los artificios para adaptar los ambientes a nuestras limitaciones son suficientes para eludir la fuerza universal que empuja a todos los seres vivos en la dirección que impone la evolución; sin embargo, no tenemos más que echar un vistazo a nuestro alrededor para comprender lo equivocado de esta sensación.

Las durísimas pujas por los recursos de nuestro esquilmo planeta nos devuelven a la realidad; nos hacen ver que el ser humano, al igual que todas las demás especies, está sometido a una fuerte selección natural cuyo pilar principal es, además de la universal adaptación al medio, la competición con sus semejantes.

Paradójicamente, la selección a la que hemos sometido a nuestras especies domésticas ha devuelto el golpe y condicionado la selección natural del hombre. Quizá uno de los ejemplos más claros de esta afirmación esté en nuestro amado caballo; lo hemos tomado del medio natural y seleccionado para cumplir diversas funciones; sin embargo, nuestro noble amigo nos ha moldeado a nosotros, y nos ha seleccionado indirectamente como probablemente ninguna, o muy pocas especies, lo han hecho a lo largo de la historia del hombre.

Los pueblos, y dentro de éstos los individuos que han sido capaces de relacionarse con el caballo, de criarlo, domarlo y aprovecharlo en general en todo su potencial, han incrementado su probabilidad de acaparar recursos frente a sus semejantes de una forma dramática, y han visto aumentadas de una forma crítica las probabilidades de sus descendientes para sobrevivir y reproducirse durante los aproximadamente 6000 años que se cree que llevamos en convivencia con él. La alimentación, la expansión y colonización y, sobre todo, el poderío militar han estado relacionados de una forma directamente proporcional al uso del potencial del caballo en un buen número de los pueblos de la humanidad; como muestra, sólo tenemos que pensar que hasta el siglo XIX la capacidad militar de los ejércitos de la mayor parte del mundo se valoraba en función de su caballería.

Se podría decir que el caballo ha seleccionado, durante al menos casi seis milenios, como más aptos para la supervivencia, a aquellos humanos capaces de entenderlo y amarlo en todo su esplendor o de aprovecharse más intensiva y eficientemente de él. Es curioso pensar que un elevado porcentaje de nosotros estamos probablemente seleccionados genéticamente para admirar su belleza y relacionarnos con él, y viceversa, pues es sospechosa, y de otro modo inexplicable, la enorme empatía que, en multitud de circunstancias, puede observarse entre equinos y humanos.

Tal vez es por eso que, aunque el momento histórico en que vivimos, probablemente es la época en que menos útil para nuestra supervivencia resulta este magnífico animal, dedicamos aún gran parte del esfuerzo de nuestra profesión veterinaria a este noble bruto.

Dentro de este esfuerzo se encuadra el intento de adaptar las más modernas técnicas de exploración y diagnóstico a nuestro equino amigo; e incluida en estas técnicas está la Imagen mediante Resonancia Magnética (IRM). Esta técnica ha demostrado tener numerosas ventajas sobre otras como la radiología convencional, la escintigrafía nuclear, la Tomografía Axial Computadorizada (TAC), ecografía o incluso artroscopia (MARTINELLI y col., [EVJ] 1996b; ELLIS 1998; WHITTON y col., 1998; SMITH y col., 2008; SCHRAMME y col., 2009; SAMPSON y col., 2009; GUTIERREZ-NIBEYRO y col., 2009; SHERLOCK y col., 2009; BELL y col., 2009; OLIVE y col., 2010c; PODADERA y col., 2010; NAGY y DYSON, 2011). Pero, en nuestro medio, ha planteado desde el principio numerosos problemas; estos obstáculos asientan principalmente en que, tanto la técnica como los equipos, inicialmente, se han diseñado para los humanos y, aunque han podido ser adaptados fácilmente para los pequeños animales, esto no es tan sencillo en el caso de los equinos.

La interpretación de las imágenes, tanto en el caso de la resonancia magnética (RM) como en el de otras técnicas imaginológicas (radiografía, ecografía, tomografía axial computadorizada, termografía, etc.), es, normalmente, la fase final de un complejo y laborioso proceso en el que se ponen en juego una gran cantidad de recursos con el fin de obtener un diagnóstico fiable; por ello, la ineficacia en la interpretación de la imagen indefectiblemente supone el fracaso de la totalidad del esfuerzo.

En los equinos, toda esta complejidad y laboriosidad son, si cabe, más acentuadas aún, puesto que, en la actualidad, en general, la tecnología existente exige normalmente una anestesia general prolongada que, como sabemos, adolece de no pocos problemas para el paciente o, como mínimo, en casos muy concretos, una sedación prolongada (BELL y col., 2009), que tampoco está totalmente exenta de riesgos; además, en la mayor parte de las ocasiones, la escasez de lugares donde esta técnica se puede llevar a cabo en caballos, hace que sean necesarios complejos y largos transportes para acceder a estos medios.

La IRM ha demostrado una gran utilidad para el diagnóstico de muchos y diversos procesos patológicos tanto en los humanos como en determinados animales pequeños como el perro y el gato; sin embargo, debido a las complicaciones que conlleva el manejo de los equinos para someterlos al diagnóstico mediante la IRM, en el caso de esta especie aún existe un gran retraso, en relación con los pequeños animales, en todo lo referente a la estandarización de los procedimientos necesarios para la obtención de las imágenes así como para su interpretación.

Es preciso tener en cuenta que la IRM es capaz de resaltar determinados tejidos en relación a otros en función de los parámetros de obtención de imagen que apliquemos; estos parámetros son verdaderamente flexibles y, por tanto, las posibilidades que ofrece la IRM son muy amplias. Esta gran versatilidad, a priori, supone una gran ventaja, pero arrastra tras de sí, sin embargo, un enorme inconveniente; pues, cuando las imágenes que es posible obtener de un mismo territorio son tantas, la interpretación clínica de las mismas se torna, si cabe, mucho más complicada.

En medicina humana, ya hace tiempo que se comenzaron a describir exhaustivamente las imágenes convencionales de RM tanto de la anatomía normal como de las distintas variaciones que generan los procesos patológicos (VILAR y MARTÍ-BONMATÍ, 1991); sin embargo, en el equino, aunque las primeras publicaciones (PARK y col., 1987; CRASS y col., 1992) sí recurrían a estas imágenes, obtenidas en las potenciaciones convencionales, otras más recientes tienden a estudiar los procesos patológicos mediante imágenes obtenidas en potenciaciones que difieren de las estándar; estas imágenes se obtienen mediante secuencias de pulsos de segunda o tercera generación sin que, de forma general y sistemática, se haya llevado a cabo un estudio previo mediante imágenes convencionales (DYSON y col., 2003, 2003b, 2005 y 2008;

MURRAY y col., 2003 y 2006; DYSON y col., 2004; ZUBROD y col., 2005; BRANCH y col., 2005; NAGY y col., 2008; COHEN y col., 2008; COUDRY y col., 2008; ZANI y col., 2009; OLIVE y col., 2010, 2010b y 2010c; GONZALEZ y col., 2010). Estas secuencias de pulsos de segunda y tercera generación parecen ser muy eficaces poniendo de manifiesto determinadas lesiones concretas en determinadas estructuras concretas (DYSON y col., 2003b) y, aunque es cierto que la exploración con la IRM no parece ser práctica, eficaz ni rentable como una técnica de cribado en el diagnóstico de la cojera (DYSON y col., 2003; FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2009), también es cierto que, en muchas lesiones hay más estructuras afectadas de las que inicialmente podríamos sospechar (DYSON y col., 2004 y 2005; LABENS y col., 2010) y, deberíamos tener unos patrones de valoración de las estructuras de esa zona mediante unas potenciaciones y secuencias de pulsos estandarizadas como ya ocurre en medicina humana (HELMS y col., 2011).

Además, para poder realizar una buena interpretación de una imagen obtenida con secuencias rápidas complejas, de segunda y tercera generación, debemos, a nuestro modo de ver, conocer perfectamente las intensidades de señal que los diferentes tejidos deberían tener en esa imagen si la potenciación fuera clásica o convencional; para después, y sólo después, emprender la labor de conocer qué modificaciones, con respecto a esas intensidades relativas de los diferentes tejidos, introduce esa determinada nueva secuencia.

Como puede comprobarse, a la luz de las constantes publicaciones que aparecen, las posibilidades de la IRM son muchas, pero la complejidad de su interpretación es grande también y, además, aumenta constantemente a medida que se diseñan nuevas secuencias. Dado que, como ya adelantaban ELLIS (1998) y BLAIK y col. (2000), existe la posibilidad, aunque aún lejana, de que llegue a hacerse portátil para el veterinario de campo, si pretendemos que la IRM del equino sea fácil de interpretar para la mayoría de los clínicos en un futuro cercano, no queda más remedio que intentar homogeneizar tanto las imágenes como los criterios de obtención de las mismas.

Debido a la falta de estudios y, sobre todo, a la inexistente estandarización de los protocolos para la obtención de las imágenes en los equinos, lo lógico, desde nuestro punto de vista, es comenzar con una completa descripción de la anatomía normal y de las variaciones que se producen en las imágenes como consecuencia de los distintos

procesos patológicos, mediante las potenciaciones convencionales, atendiendo solamente a algunas variantes de interés que complementan la información de estas potenciaciones clásicas, sin extendernos ni profundizar en las no estándar o en las combinaciones intermedias entre ellas hasta haber completado este importante y primordial objetivo.

Parece clara, por tanto, la necesidad que nos ha impulsado a llevar a cabo este proyecto, que pretende colaborar y aportar su grano de arena para el establecimiento de unas bases firmes de interpretación de las imágenes de RM “puras” o “convencionales”, tanto de la anatomía como de los procesos patológicos que afectan a los equinos.

Solamente una vez que haya sido conseguido esto, habrá llegado el momento de estudiar si determinadas potenciaciones no estándar, intermedias y complejas nos pueden aportar algo más, o no, al diagnóstico de los procesos patológicos que ya hayan sido previamente descritos en las imágenes convencionales.



Tratado
de

OBJETIVOS

2. OBJETIVOS

El objetivo genérico de este trabajo está orientado a facilitar el acercamiento de la exploración de las extremidades equinas mediante la IRM al veterinario clínico, intentando, sobre todo, avanzar en el proceso de estandarización de la obtención y descripción de este tipo de imágenes, para que éstas sean útiles en una exploración reglada y fiables a la hora de emitir un juicio diagnóstico.

Este objetivo genérico se puede desglosar en ocho objetivos específicos:

Recopilar y exponer, de forma ordenada y sencilla de entender para el clínico veterinario, la bibliografía existente acerca de los fundamentos imprescindibles para el correcto entendimiento e interpretación de la IRM.

Realizar la revisión y recopilación más completas y ordenadas posibles, de las descripciones de las IRM de todos los tejidos y estructuras anatómicas localizados en el autópodo equino”.

Diseñar y valorar la utilidad de diversos parámetros que ayuden a la objetivación y estandarización de la descripción científica de las imágenes obtenidas mediante RM, a partir de las distintas estructuras anatómicas localizadas en la extremidad equina.

Proponer y desarrollar un método para la estandarización de la exploración de la extremidad equina con IRM, utilizando un imán de bajo campo, que se ajuste a un compromiso razonable entre una exploración lo más completa posible, los menores riesgos posibles para el paciente y unos costes mínimos, basado en las potenciaciones básicas, estándar y típicas, también llamadas convencionales, que defina el tipo de secuencias, las potenciaciones y los planos de corte a llevar a cabo.

Evaluar el protocolo genérico estándar propuesto, constatando sus ventajas e inconvenientes, para la exploración y la obtención de un diagnóstico, analizando qué aspectos influyen en la eficacia y la eficiencia del mismo, de cara a la práctica clínica.

Aplicar el método de estandarización propuesto para el examen mediante IRM de la extremidad y describir, mediante los parámetros propuestos, el mayor número posible de estructuras anatómicas, comparando los distintos tipos de imágenes según sus

matrices, anchos de ventana, secuencias, potenciaciones y planos de corte, y agrupando los resultados para los diferentes grupos de edad y según la existencia o no de enfermedad.

Describir los cambios que se pueden encontrar en las imágenes potenciadas mediante el método estándar propuesto, en los tres planos, para los procesos patológicos de la parte distal de las extremidades de los equinos, diagnosticados en el Servicio de Cirugía y Diagnóstico por Imagen de la Consulta Pública de la Facultad de Veterinaria de León.

Iniciar un archivo gráfico de IRM, tanto de la anatomía normal como de los procesos patológicos asentados en la extremidad equina, obtenido a partir del método de estandarización propuesto en este estudio, con el fin de elaborar, en el futuro, un atlas anatómico y patológico de imágenes de RM de dicha extremidad.



REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA



3. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

3.1. BASES, PRINCIPIOS Y CONCEPTOS FUNDAMENTALES DE LA IMAGEN MEDIANTE RESONANCIA MAGNÉTICA NUCLEAR

La IRM fue descubierta en 1946 por Félix Bloch y Edward Mills Purcell (COUSSEMENT, 2000) y, según CÁCERES (1991), comenzó su andadura en la clínica humana en 1981; desde entonces, son numerosos los textos que, orientados a la medicina o no, tratan los fundamentos físicos y la semiología fundamental de la RM; por lo tanto, está claro que no entra dentro de los objetivos de esta tesis doctoral una descripción pormenorizada de estos aspectos; sin embargo, debido a que consideramos adecuado recordar algunos fundamentos para facilitar la comprensión de dichos objetivos y de nuestros resultados, discusión y conclusiones, refrescaremos algunas nociones de los cimientos físicos y conceptos fundamentales de la IRM.

3.1.1. BASES Y PRINCIPIOS FÍSICOS DE LA IRM

Según GILI (1993) la Resonancia Magnética se puede definir como un fenómeno físico por el que ciertas partículas, como los electrones, los protones y los núcleos atómicos con un número impar de protones y/o neutrones, pueden absorber selectivamente energía electromagnética de radiofrecuencia al ser colocados bajo un potente campo magnético.

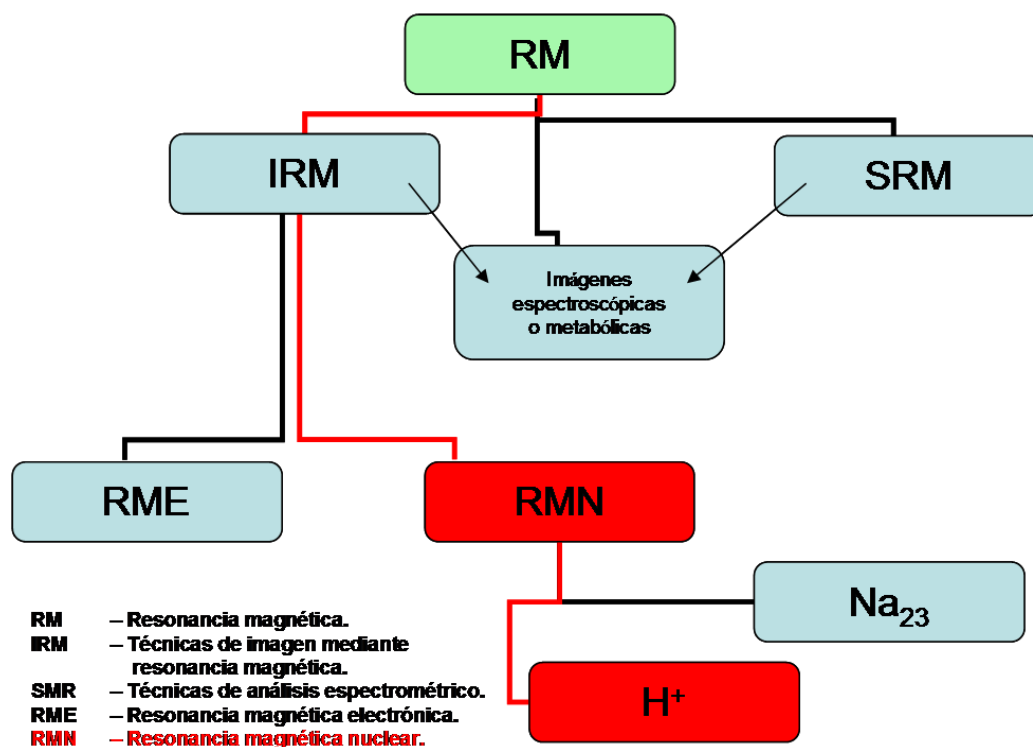


Figura 1. Esquema basado en el elaborado por GILI (1993).

A día de hoy, cuando hablamos de IRM en medicina humana y animal, nos referimos únicamente a la imagen que genera la resonancia magnética nuclear del H^+ (Figura 1); así que, en principio, la señal eléctrica que generará la mayor o menor intensidad de blanco en la escala de grises de la imagen final, procederá, en origen, de la energía emitida por los H^+ sometidos a resonancia; por tanto, a partir de ahora, cuando hablemos de la IRM en este trabajo, nos estaremos refiriendo a la resonancia magnética nuclear (RMN) del H^+ .

Dice GILI (1993) que, para explicar el fenómeno de resonancia magnética, es preciso descender a la escala nuclear, donde rige la mecánica cuántica. Podemos imaginar los núcleos como pequeñas bolas girando sobre sí mismas; este movimiento de giro sobre su eje, rotación, recibe el nombre de *spining*. Las propiedades mecánicas del movimiento de *spining* se representan por un **vector de spin** orientado sobre el eje de giro. Al tener el núcleo una carga eléctrica el movimiento de *spining* confiere unas propiedades magnéticas que se representan por un **vector denominado momento**

magnético, que coincide en dirección y sentido con el vector *spin*, y cuya relación se establece por una constante.

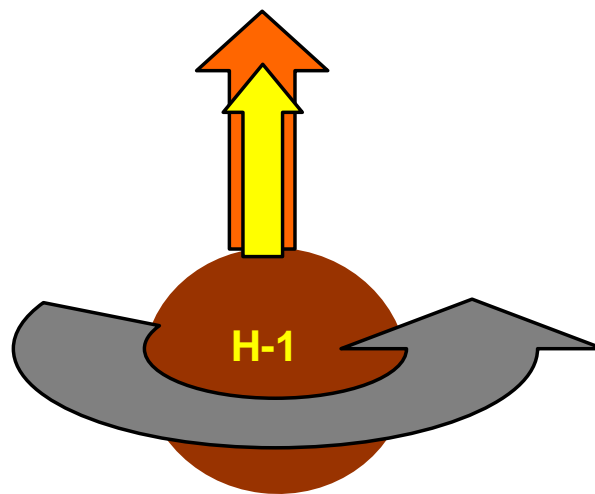


Figura 2. Flecha naranja: vector de *spin*. Flecha amarilla: vector del momento magnético.

En una unidad de volumen determinada tendremos los núcleos con sus momentos magnéticos orientados al azar (GILI, 1993) (Figura 3). Si sometemos esos núcleos a un campo magnético de suficiente magnitud, los *spins* nucleares van a sufrir dos procesos; **se orientarán** respecto a un eje que viene determinado por el vector del campo magnético y **comenzarán a realizar un movimiento de precesión** sobre ese eje (GILI, 1993) (Figura 4).

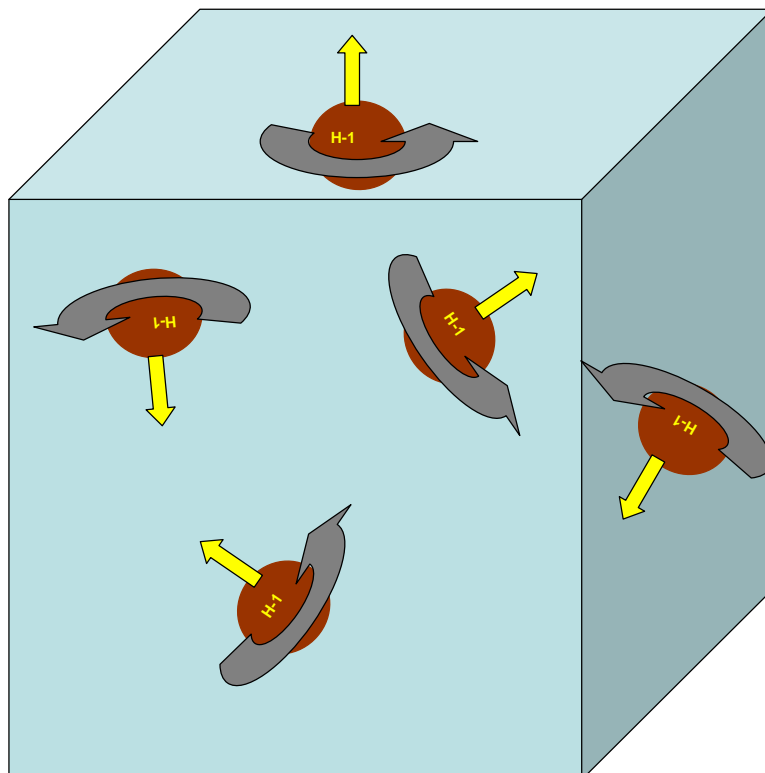


Figura 3. Representación de los núcleos con sus momentos magnéticos orientados al azar dentro de una unidad de volumen.

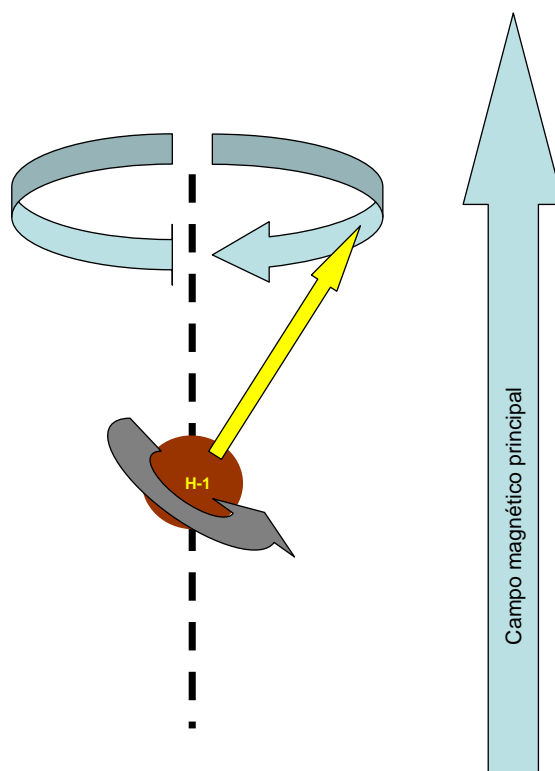


Figura 4. Representación del H^+ bajo la acción del campo magnético realizando dos movimientos: el movimiento de giro sobre sí mismo (*spinning*), que en esta figura se representa por una flecha gris

curva entorno al protón, y el movimiento de precesión, que se representa aquí por la flecha curva azul claro y que se lleva a cabo en torno a un eje que coincide con la dirección del campo magnético.

En el movimiento de precesión, el protón no se mueve de su posición y por eso no se dan fenómenos de desestructuración molecular. La precesión es un movimiento de giro del vector del momento magnético del protón sobre la dirección del campo magnético; la frecuencia de este movimiento viene determinada por el valor de dicho campo magnético; por lo que, **a diferentes valores de campo magnético el protón precesará a diferentes frecuencias** (GILI, 1993).

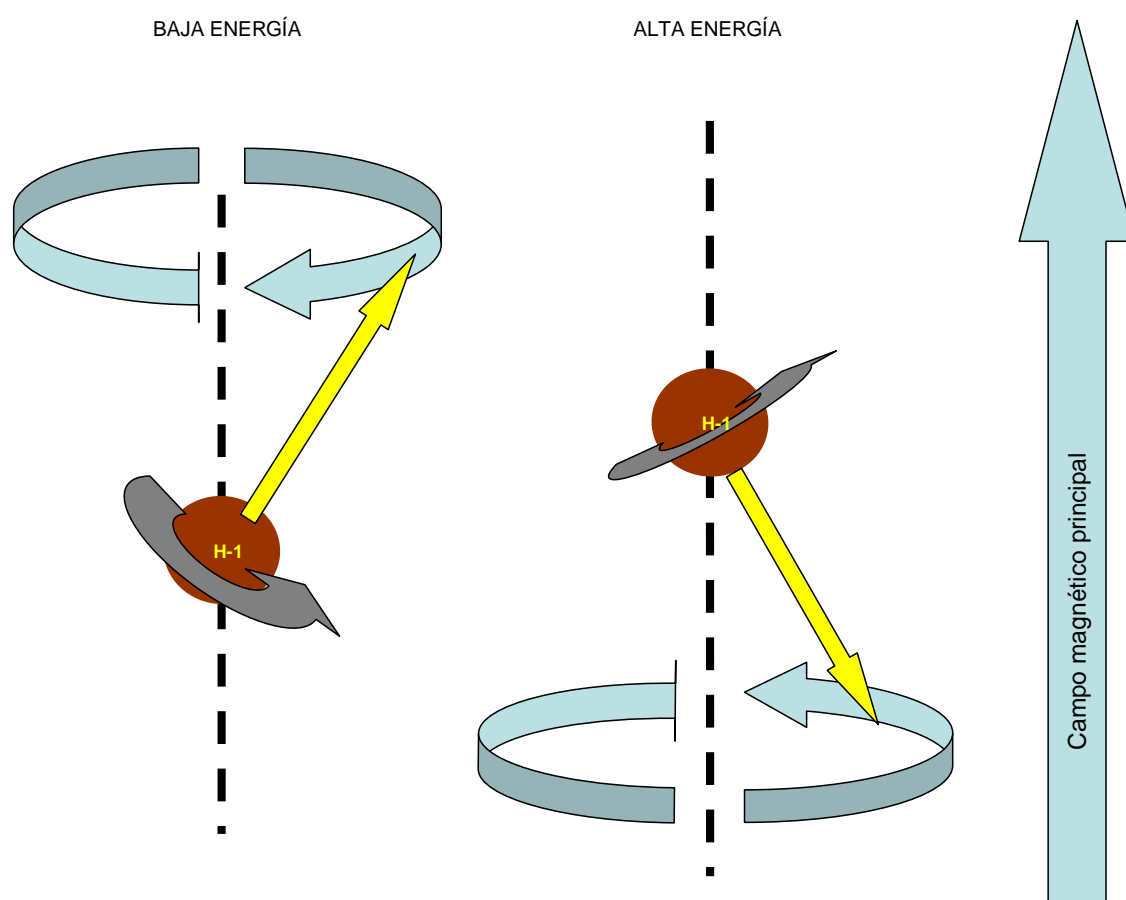


Figura 5. Representación de dos átomos realizando la precesión sobre la dirección del campo. Uno de ellos (a la izquierda) en posición de baja energía y otro (a la derecha) en posición de alta energía.

Si consideramos un sólo protón sometido a un campo magnético, se conciben dos posiciones del mismo: o de alta o de baja energía (Figura 5). Estará en posición de alta energía si la resultante sobre el eje del giro del vector del momento magnético está orientada en sentido contrario al del campo magnético, y en posición de baja energía si dicha resultante está en el mismo sentido que este (GILI, 1993) (Figura 5).

El movimiento de **precesión puede descomponerse en dos vectores**, uno sobre el eje de giro, que llamaremos **componente longitudinal**, y otro sobre el plano transversal. La componente o resultante longitudinal, en principio, se mantiene estable, mientras que la **componente transversal** se puede representar como un vector que gira en el plano transversal, a la frecuencia de precesión que viene impuesta por el valor del campo magnético (GILI, 1993) (Figura 6).

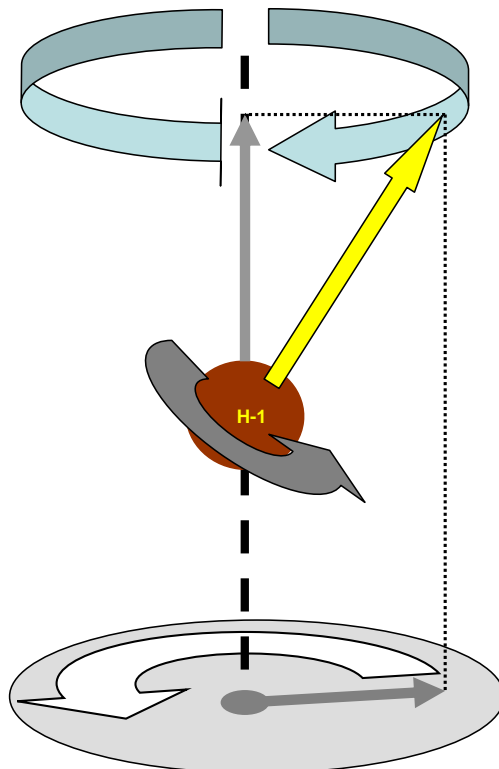


Figura 6. La flecha gris sobre el eje representa la componente longitudinal y la flecha gris sobre el plano transversal (círculo gris) representa la componente en el plano transversal, que está en constante giro a la frecuencia de precesión.

Si observamos dos protones H^+ bajo la acción de un campo magnético, sabemos que pueden estar, independientemente uno del otro, en posición de alta o baja energía; pero además, según en qué punto del giro de precesión esté su componente transversal, pueden estar en fase o no; si sus componentes transversales coinciden en coordenadas en el plano trasversal diremos que están en fase y si no es así diremos que están desfasados (GILI, 1993) (Figura 7).

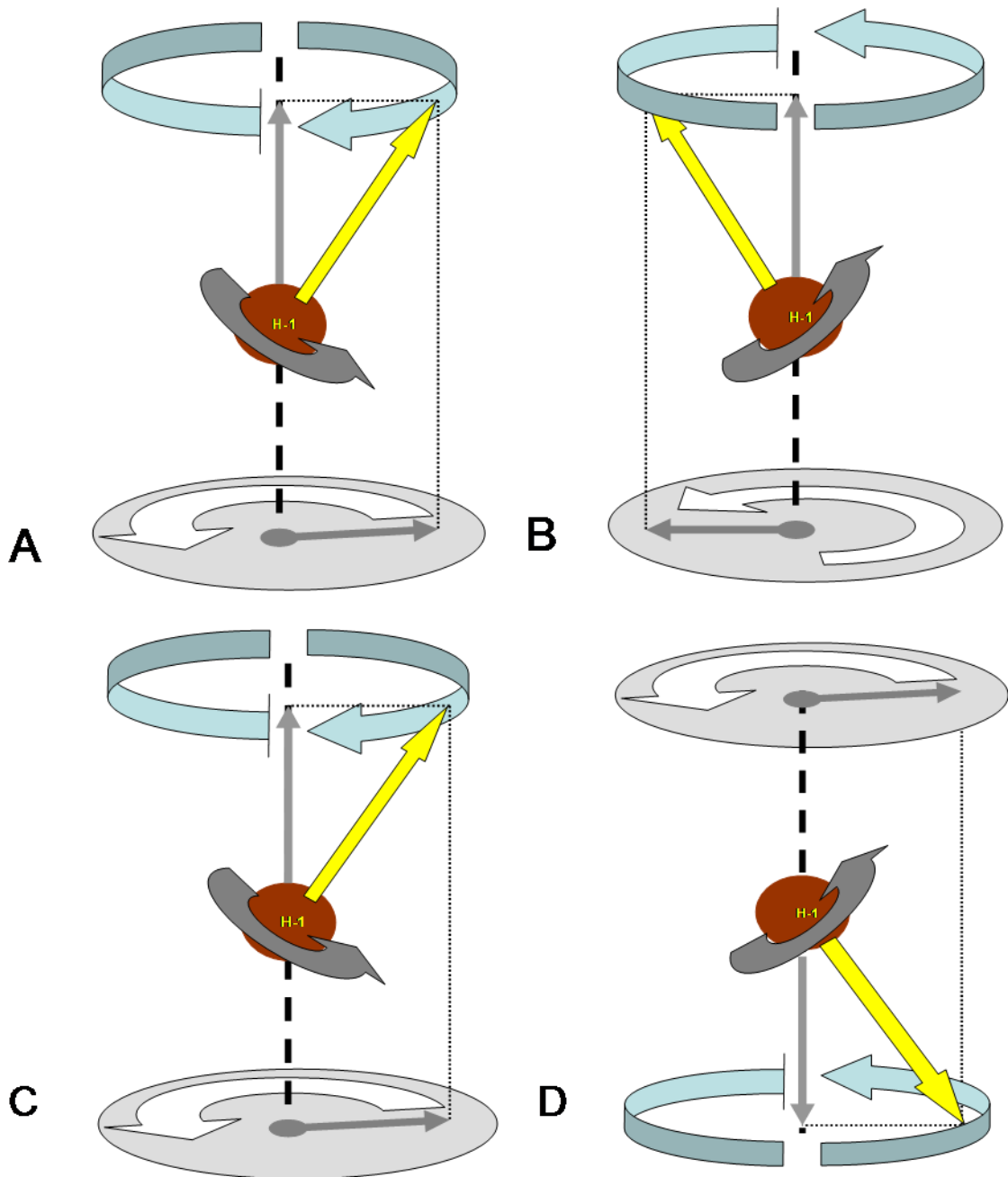


Figura 7. Los protones A y B estarían en el mismo estado energético pero desfasados, ya que sus componentes transversales estarían en distinta posición en el mismo instante; sin embargo, los protones C y D estarían en distinto estado energético pero en fase.

En la IRM no podemos valorar los protones individualmente sino que valoramos unidades de volumen de los tejidos. La unidad de volumen, comúnmente, se denomina en este ámbito “vóxel”, así que valoramos vóxeles. En un vóxel tendremos un conjunto de protones H^+ , y cuando sometemos ese vóxel a un campo magnético de magnitud elevada, sus protones se orientan sobre ejes que coinciden con la dirección del campo y comienzan a realizar el movimiento de precesión; sin embargo, sus componentes

transversales no estarán en fase, y además, en cuanto a su nivel de energía, estarán en lo que se conoce como equilibrio. **En el equilibrio, los protones se reparten en dos grupos, uno en posición de alta energía y otro en posición de baja energía, siendo este último más numeroso que el de primero** (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000) (Figura 8).

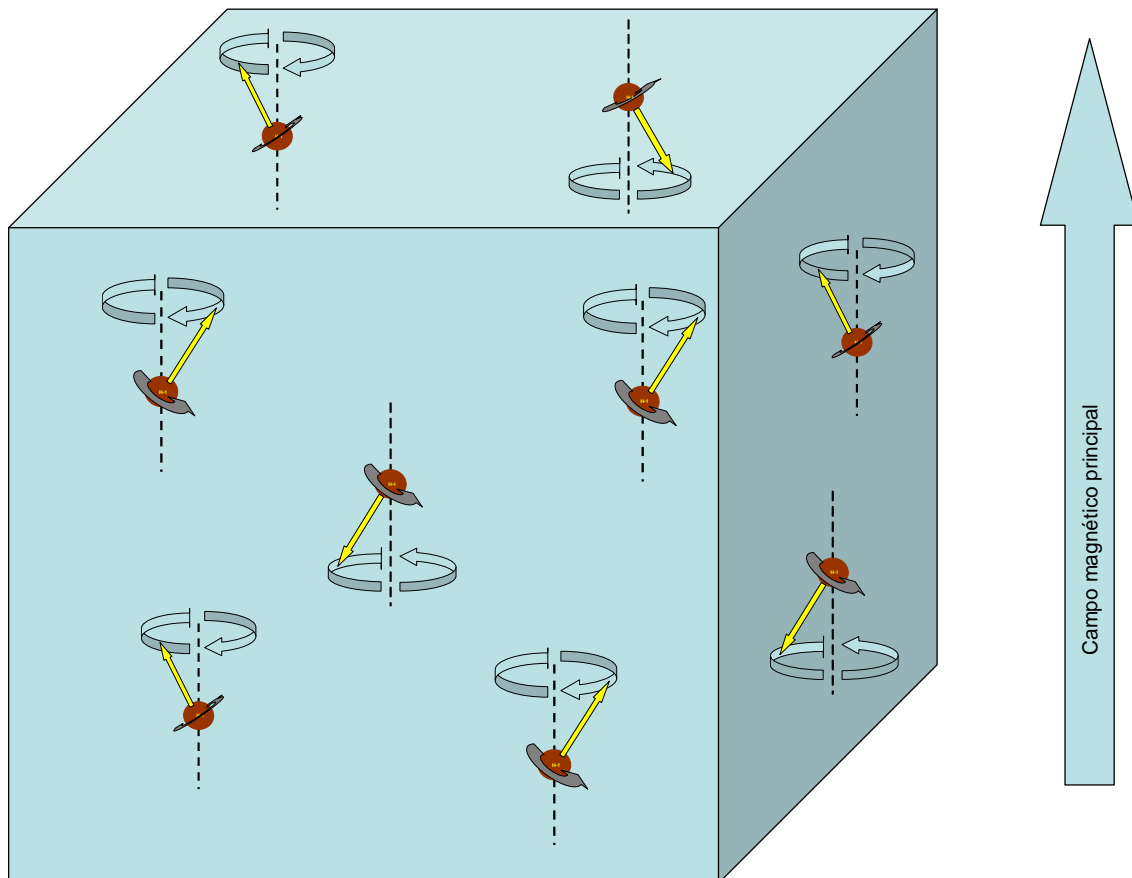


Figura 8. Representación de los núcleos del vóxel bajo un campo magnético. Los protones están desfasados y, aunque es mayor el número de núcleos en estado de baja energía, hay un conjunto de protones que se encuentran en estado de alta energía.

Si se aumenta la magnitud del campo magnético, para que se conserve el equilibrio en el vóxel, pasarán más protones en estado de alta energía (resultante longitudinal del vector del momento magnético en sentido contrario al vector campo magnético) a estado de baja energía (resultante longitudinal del vector momento magnético en el mismo sentido que el vector campo magnético)(GILI, 1993) (Figura 9).

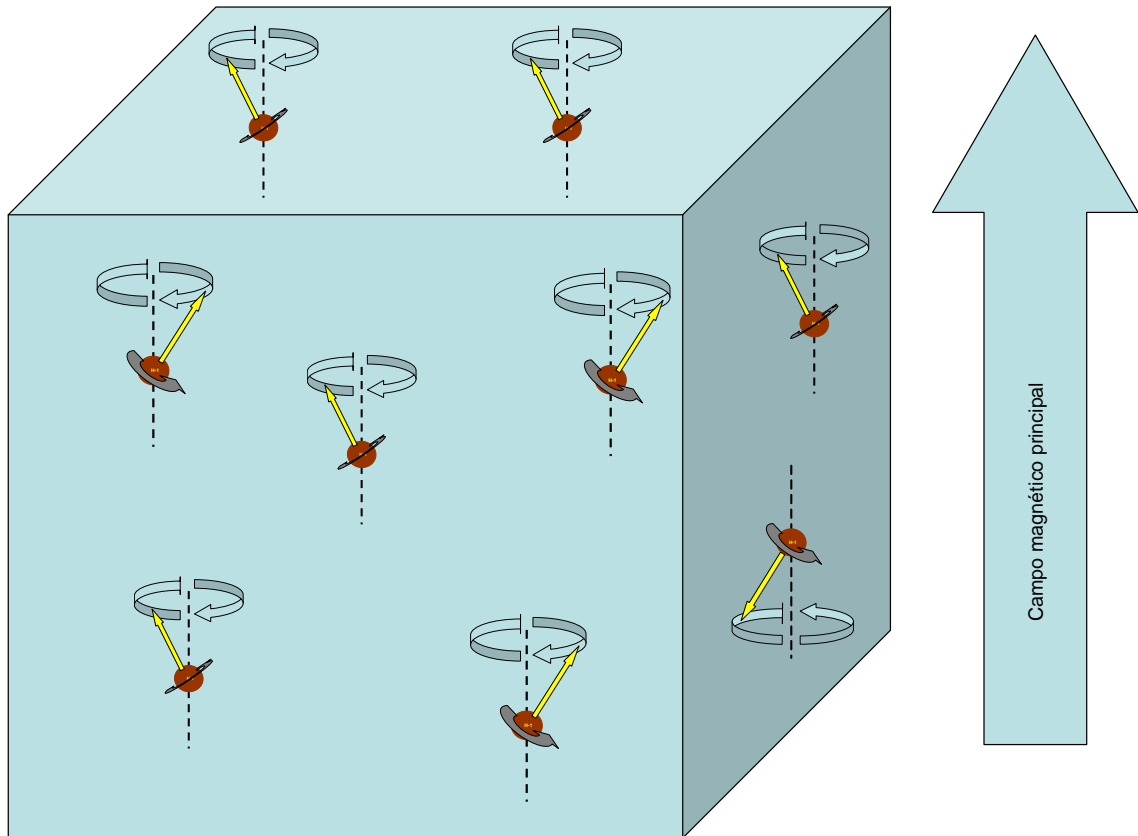


Figura 9. Representación del mismo vóxel de la Figura 8 sometido a un campo magnético de mayor magnitud, en el que un mayor número de protones se encuentran en estado de baja energía.

Como ya hemos mencionado, mediante IRM no se pueden valorar los protones individualmente sino que se valora la unidad de volumen; en esta unidad tendremos una componente longitudinal, sumatoria de todas las de los protones, y una componente transversal, sumatoria de todas las de los protones. La componente longitudinal resultante será una magnitud vectorial que seguirá la dirección del campo magnético y tendrá el sentido de dicho campo, ya que son más numerosos los protones en estado de baja energía. La componente transversal resultante, sin embargo, tendrá un valor tendente a la nulidad ya que, al estar los protones desfasados, sus componentes transversales se anulan unas a otras (GILI, 1993) (Figura 10).

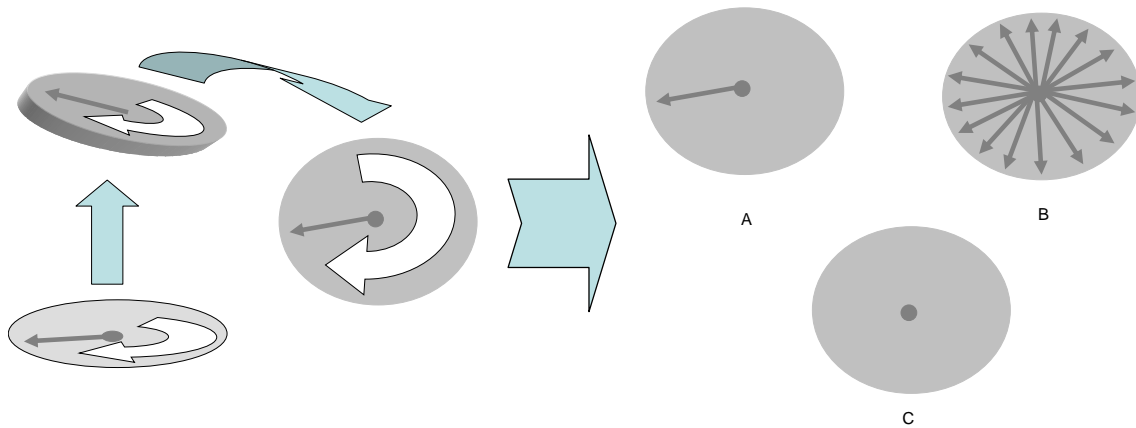


Figura 10. A) Representación de la componente transversal de un protón vista desde una perspectiva superior; B) representación de las componentes transversales de varios protones presentes en el mismo vóxel; C) resultante nula de la suma de las componentes transversales de B.

Así, cuando se tratan en conjunto los núcleos de un vóxel bajo el campo magnético hablamos del valor del vector de magnetización del elemento de volumen, que es la resultante de los componentes longitudinal y transversal de los protones de ese vóxel (GILI, 1993). Por lo expuesto en el párrafo anterior, podemos comprender que dicho vector sólo tendrá, en principio, componente longitudinal ya que la transversal tiende a cero; por tanto, bajo el campo magnético, el vóxel tendrá un vector magnetización del elemento de volumen que sigue la dirección del campo magnético y posee además el sentido de dicho campo (Figura 11).

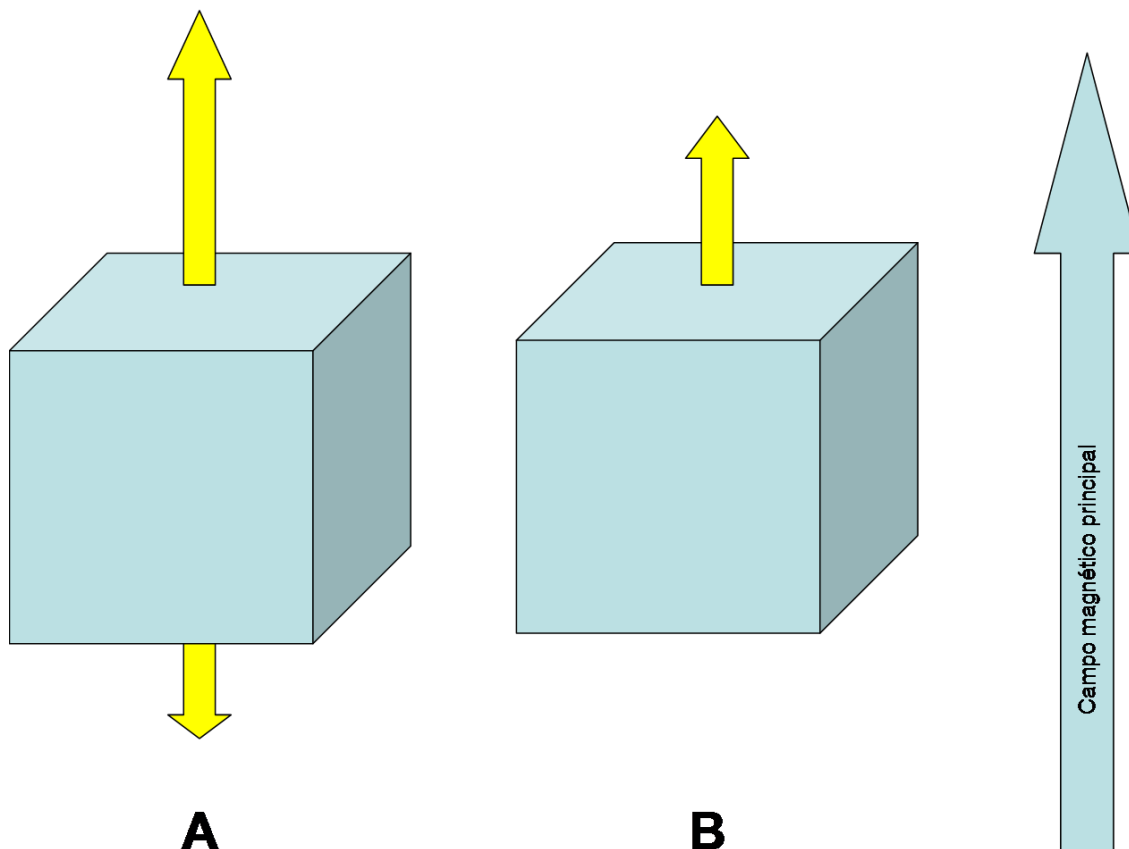


Figura 11. La figura intenta representar la unidad de volumen sometida a un campo magnético en la que la resultante de las componentes transversales es nula, debido a que los distintos protones no están en fase, y la resultante de la componente longitudinal procederá de la suma de las componentes longitudinales de los protones en estado de baja energía menos la suma de las componentes longitudinales de los protones en estado de alta energía. A) Vóxel con ambas componentes longitudinales representadas. B) Vóxel con la resultante final de la componente longitudinal representada, es decir, *el vector magnetización del elemento de volumen*.

Como ya se ha expuesto, hay una relación directa entre la distribución de los núcleos en estado de alta o baja energía y el valor del campo magnético. La resultante de sus momentos magnéticos constituye la magnetización del elemento de volumen que, por tanto, es proporcional, tanto al valor del campo magnético como a la cantidad de núcleos dentro del vóxel (GILI, 1993) (Figura 12).

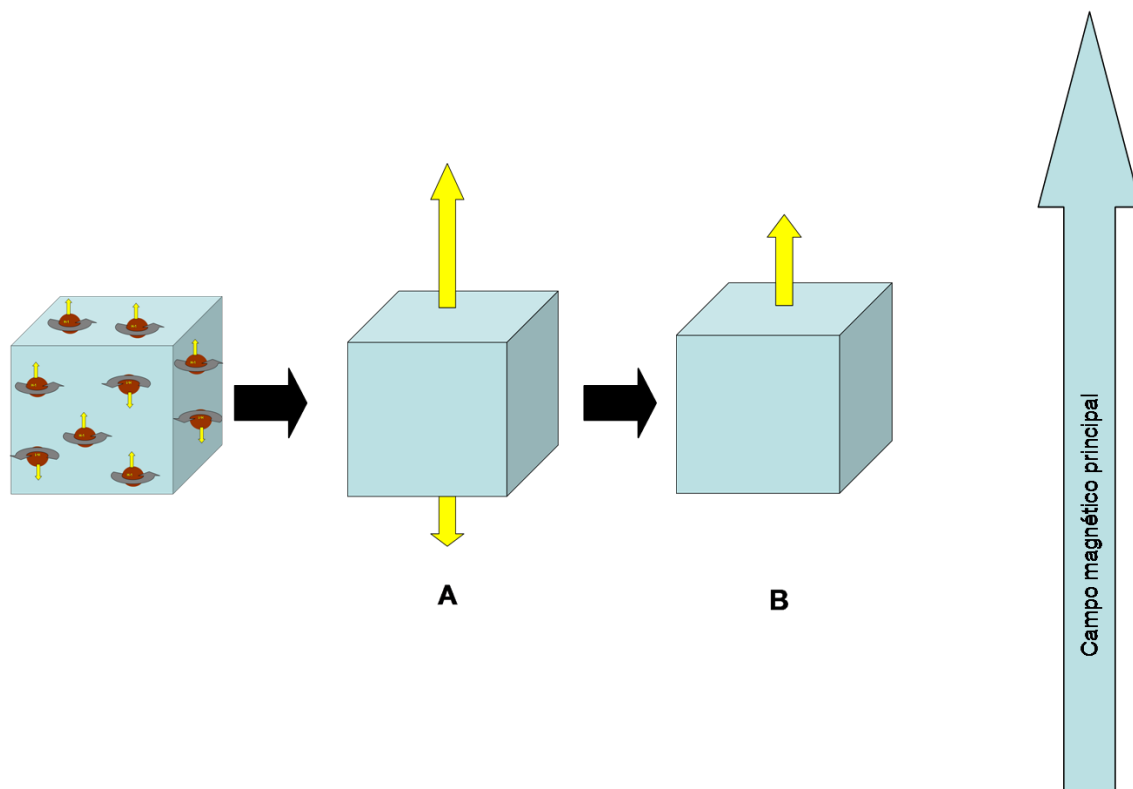


Figura 12. A) Representación de la magnetización del elemento de volumen bajo un campo magnético. Dicha magnetización es proporcional al número de protones del vóxel y al valor del campo magnético. B) Representación de la resultante final del vector de magnetización del elemento de volumen. Flecha azul grande: dirección y sentido del campo magnético principal.

En el proceso de resonancia, al vóxel que está sometido a un campo magnético se le aplica un pulso de radiofrecuencia a una frecuencia igual a la del movimiento de precesión, y entonces se dan dos fenómenos: uno muy rápido mediante el que los protones del vóxel se ponen en fase, precesando uniformemente, y otro fenómeno, más lento, en él se da el paso de un gran número de protones del estado de baja energía a estado de alta energía; es decir, los núcleos son capaces de absorber energía. Estos dos fenómenos reciben en conjunto el nombre de fase de excitación de los protones (COUSSEMENT, 2000).

En virtud del primer fenómeno, en que los protones precesan uniformemente en fase, la sumatoria de las componentes transversales deja de ser nula y adquiere un valor concreto que dependerá del número de protones en fase en ese vóxel; tendremos, al igual que cuando estudiábamos un protón individualmente, un vector que girará sobre el plano transversal (x, y) a la frecuencia de precesión, aunque su valor será, evidentemente, mucho mayor (COUSSEMENT, 2000) (Figura 13).

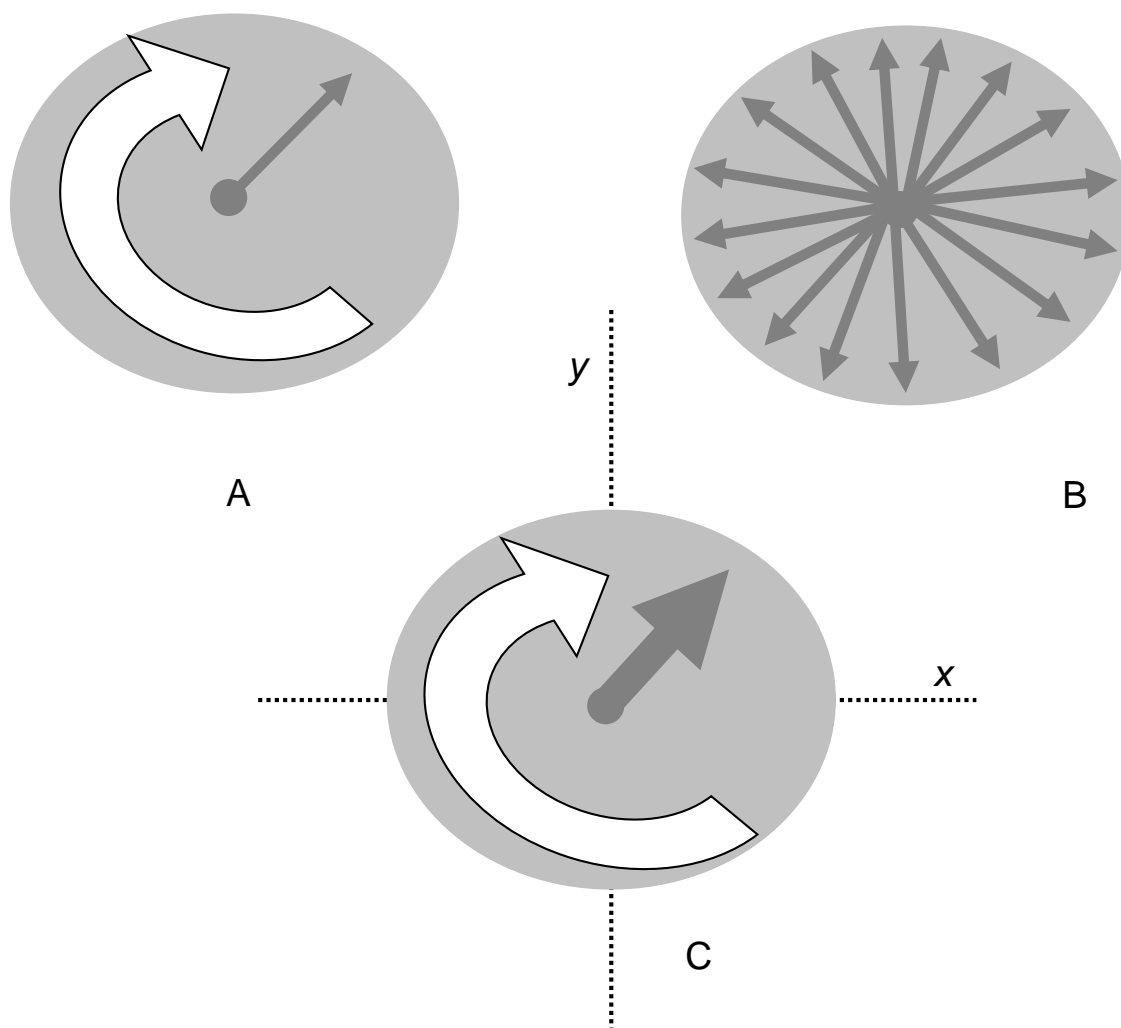


Figura 13. A) Representación de la componente transversal de un protón sobre el plano x, y . B) Representación de las componentes transversales de los protones contenidos en un vóxel precesando desfasados en el plano x, y . C) Representación de la sumatoria de las componentes transversales de los protones de un vóxel precesando uniformemente en el plano x, y , es decir, en fase.

En virtud del fenómeno más lento de la excitación, un número de protones del vóxel absorberán energía y pasarán del estado de baja energía al de alta energía; esto, evidentemente, afectará a la componente longitudinal de la magnetización del elemento de volumen, ya que decíamos que esta era la sumatoria de las componentes longitudinales de los diferentes protones H^+ del vóxel (GILI, 1993).

Viendo que tanto la componente transversal como la longitudinal de la magnetización del elemento de volumen se ven afectadas en la fase de excitación, sabemos que el vector que engloba a estas dos componentes, es decir el vector de magnetización del elemento de volumen propiamente dicho, cambiará de posición, con

respecto a su estado de reposo, bajo el campo magnético. El vector de magnetización de volumen se desvía respecto a la posición de equilibrio y dicha desviación se determina por un ángulo de desviación (α°) (GILI, 1993) (Figura 14).

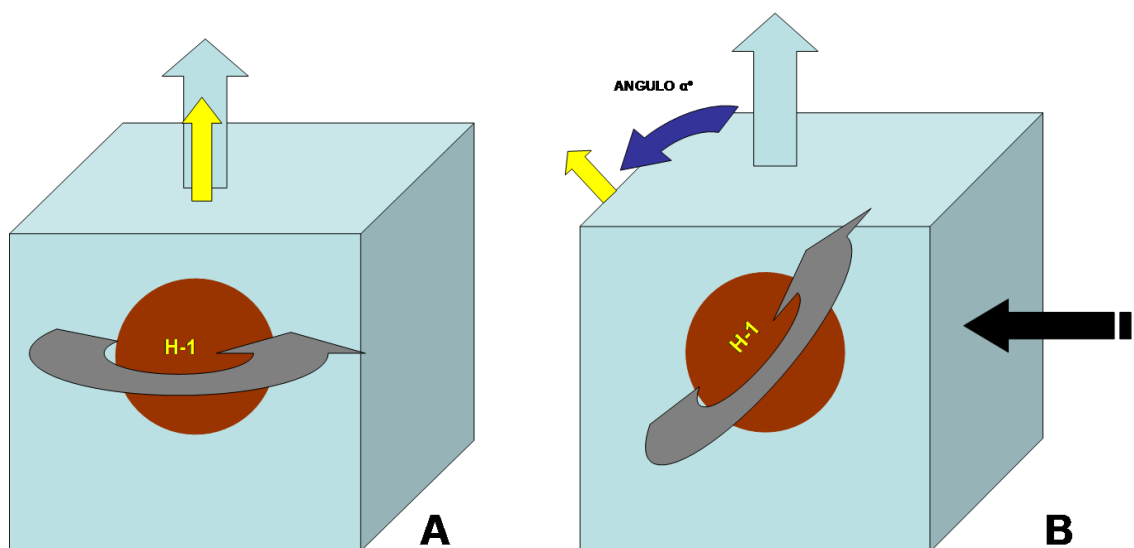


Figura 14. Flecha amarilla: magnetización del elemento de volumen. Flecha azul claro: campo magnético. A) Conjunto de núcleos del vóxel bajo el campo magnético sin haber absorbido energía todavía. B) Flecha negra: pulso de radiofrecuencia. Flecha azul oscuro: desviación de la magnetización del elemento de volumen que se produce al sufrir la excitación. Ángulo α° : ángulo que forma el vector de magnetización de volumen con respecto a su posición de equilibrio en reposo.

Debido a que sabemos que la componente transversal gira a la frecuencia del movimiento de precesión, también sabemos que ese vector de magnetización del elemento de volumen, además de poseer un ángulo α° de desviación con respecto a su posición de equilibrio, estará girando con la misma frecuencia (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000) (Figura 15).

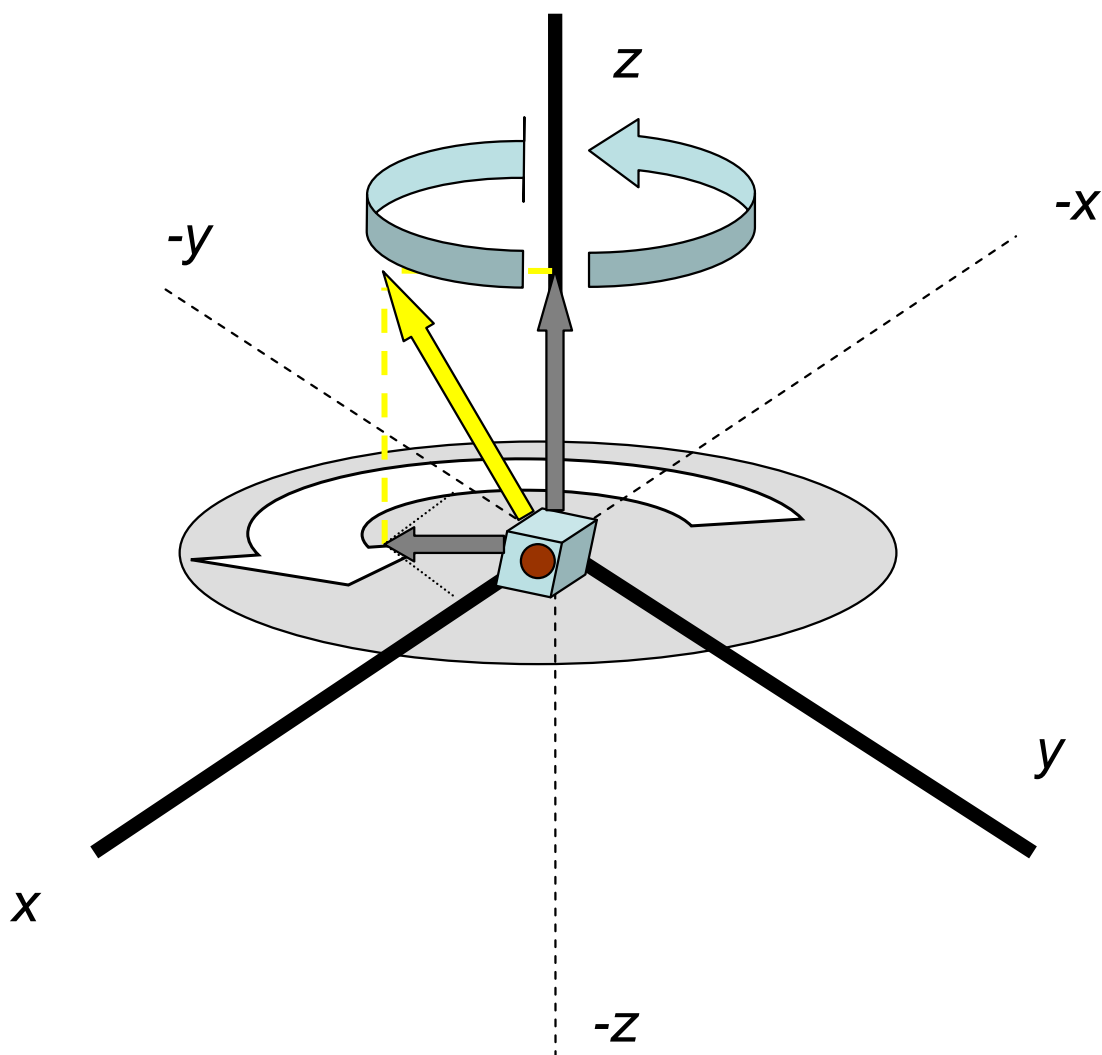


Figura 15. Representación de las componentes longitudinal y transversal del vector de magnetización del elemento de volumen en la fase de excitación. La flecha en el eje z representa la componente longitudinal del vector de magnetización del elemento de volumen. La flecha gris de menor tamaño, que se sitúa en el plano x, y , representa la componente transversal del vector de magnetización del elemento de volumen. La flecha amarilla representa el vector de magnetización del elemento de volumen. El ángulo que se origina entre ella y el vector que representa la componente longitudinal en el eje z correspondería al ángulo de desviación que se origina con la excitación, que no hay que confundir con el ángulo de desfase, que se representa en la Figura 25. La esfera marrón dentro del cubo, que correspondería al vóxel, representaría el conjunto de protones H^+ de dicha unidad de volumen. La flecha curva de color blanco representa el giro de la componente transversal en el plano x, y . La flecha curva de color azul claro representa el movimiento de giro del vector de magnetización del elemento de volumen.

El ángulo α° irá aumentando de valor de forma directamente proporcional al tiempo que estén excitándose los protones mediante las ondas de radiofrecuencia y por eso, habitualmente, en IRM hablaremos de pulsos de radiofrecuencia de un ángulo

determinado, por ejemplo pulso de 90° , de 180° , etc. (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000).

Una vez finalizada la emisión de radiofrecuencia, la magnetización del elemento de volumen va a volver a su posición inicial mediante un proceso de liberación energética denominado relajación (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000) (Figura 16). Esta relajación constará también de dos fases: una primera rápida, en la que se desfazan los protones y la segunda, más lenta, en la que los protones vuelven al estado de equilibrio energético (COUSSEMENT, 2000).

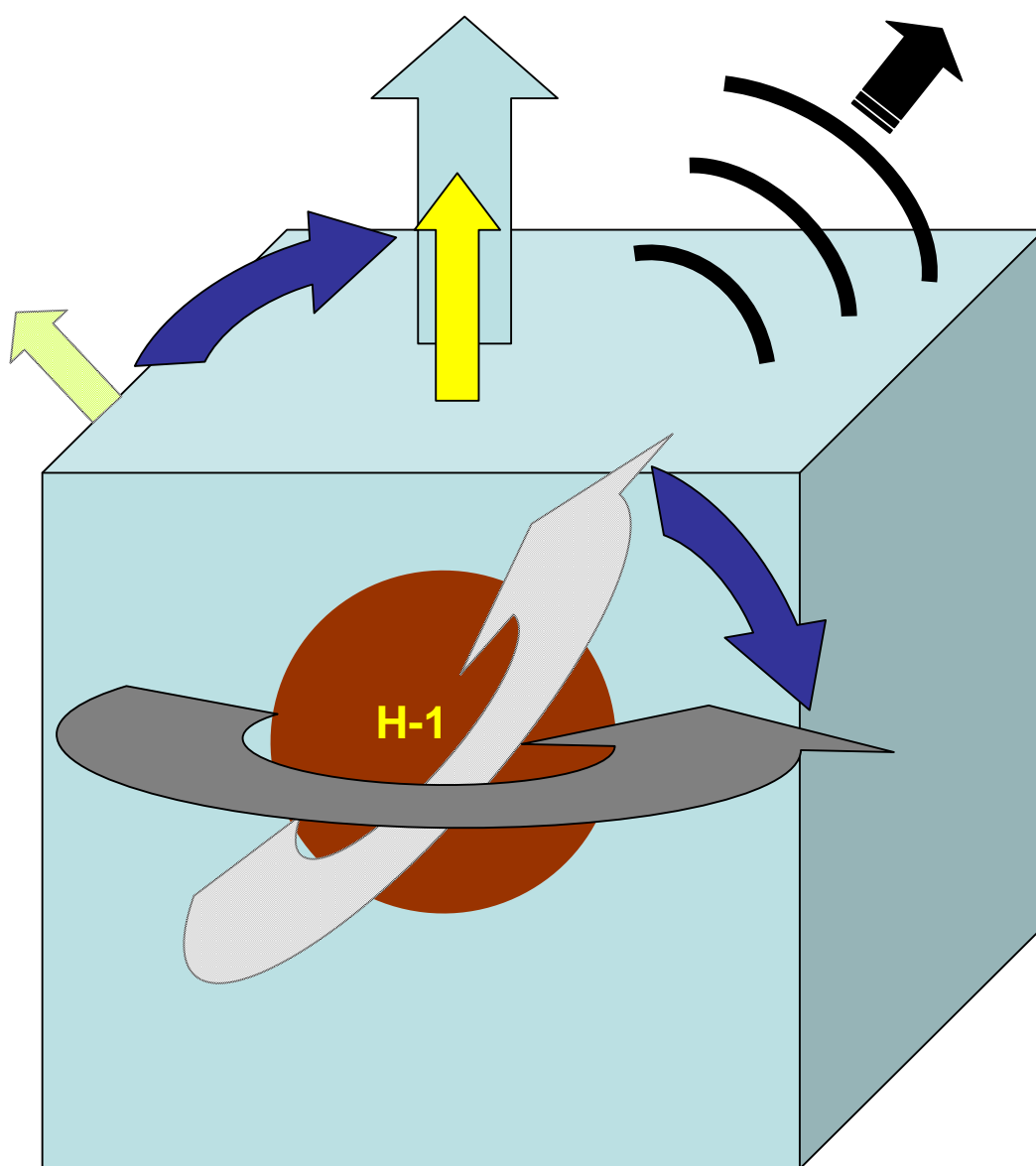


Figura 16. Flecha negra: representación esquemática de la liberación de energía al volver el vector de magnetización del vóxel al estado de equilibrio.

Tanto cuando el vector de magnetización del elemento de volumen se aleja del eje en la excitación como cuando vuelve a situarse sobre el eje longitudinal (z) en la relajación, ambos movimientos se producen en forma de espiral cónica, con el vértice apuntando en el mismo sentido que el vector del campo magnético. Esto se debe a la combinación de la componente longitudinal y la transversal en el tiempo, en los dos procesos. Este movimiento espiral cónico es el que, en la fase de relajación, genera modificaciones del campo magnético en el entorno, que son captadas por la antena en forma de una señal eléctrica sinusoidal; esta señal es la que finalmente dará lugar a la imagen (GILI, 1993) (Figura 17).

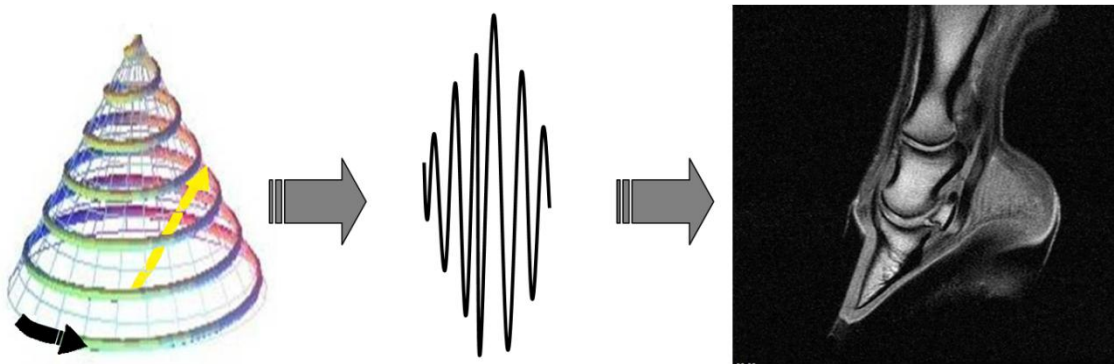


Figura 17. De izquierda a derecha vemos una representación esquemática del proceso mediante el que se generaría una imagen de RM. A la izquierda se representa el movimiento cónico espiral del vector de magnetización del elemento de volumen (flecha amarilla) durante la fase de relajación; en el centro se representa la señal eléctrica sinusoidal que se generaría en la antena receptora por las modificaciones del campo magnético; finalmente, en el lado derecho tenemos la imagen final.

La relajación energética no es un proceso espontáneo, sino que requiere estructuras del entorno que sean capaces de absorber las energías que van a liberar los núcleos; de aquí se desprende que la liberación energética se verá muy influenciada por el medio histoquímico en que se encuentran los núcleos; esto implica que la forma en que la magnetización vuelve a su posición inicial, después del pulso de radiofrecuencia, sea muy variable (COUSSEMENT, 2000). Así, estudiando la señal de relajación podemos obtener tres tipos de información diferente, una relacionada con la densidad de núcleos H^+ existentes en el vóxel y las otras dos con el medio histoquímico, mediante los parámetros llamados T1 y T2. La información relacionada con la densidad de núcleos está clara, ya que el valor absoluto de la magnetización del vóxel depende del valor del campo magnético principal y de los núcleos de hidrógeno del vóxel que entran en resonancia (GILI, 1993). Para estudiar la información relacionada con el medio

histoquímico, representaremos de nuevo el vóxel dentro de un gráfico con los tres ejes del espacio (Figura 18).

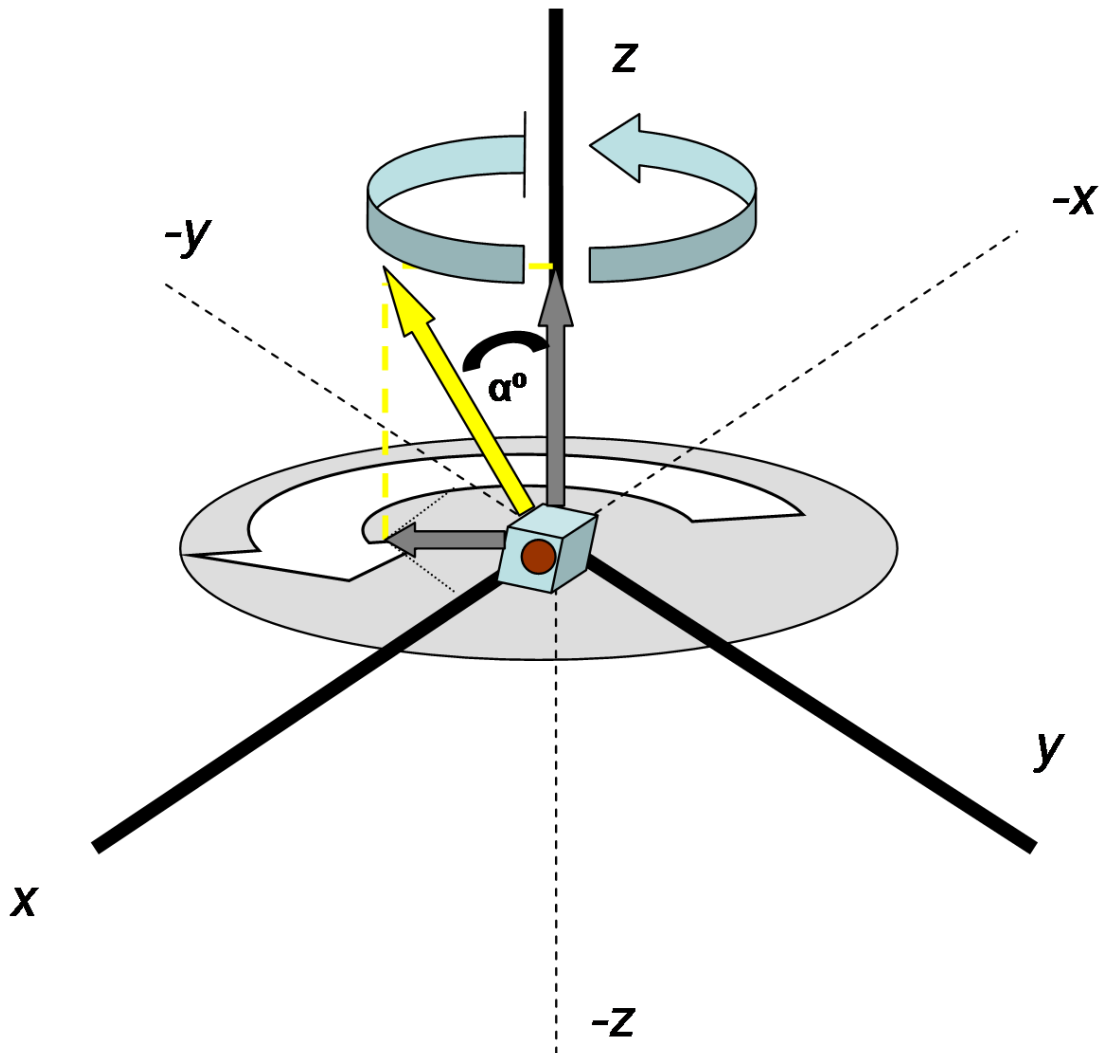


Figura 18. Flecha amarilla: vector de magnetización del vóxel desviado de su posición de equilibrio un valor α° debido al proceso de resonancia. Flecha gris larga: componente en el eje longitudinal de la magnetización del vóxel resonado. Flecha gris corta: componente en el plano transversal de la magnetización del voxel resonado.

Las variaciones en el tiempo de ese vector de magnetización, cuando se produce la relajación en el vóxel (Figura 19), permitirán definir los conceptos de T1 y T2 para esa unidad de volumen.

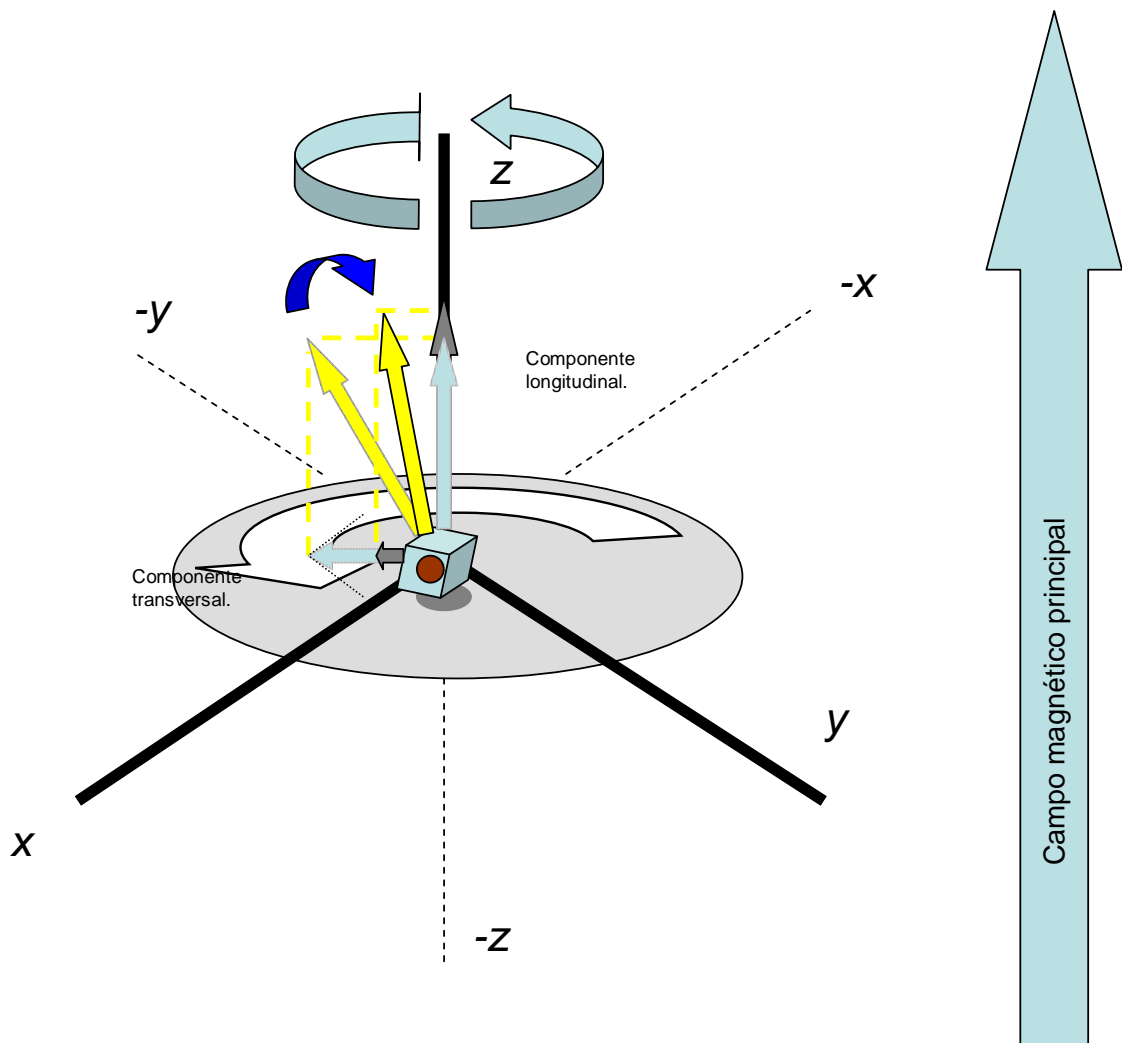


Figura 19. Representación de la variación en el tiempo del vector de magnetización del vóxel durante la relajación. Las flechas de perfil discontinuo representan la posición inicial de relajación y las flechas de perfil continuo representan una posición intermedia del proceso de relajación. Vemos que existe una variación cuantificable de las componentes, longitudinal y transversal, del vector de magnetización a medida que éste tiende a la posición de equilibrio inicial.

3.1.2. CONCEPTOS FUNDAMENTALES

3.1.2.1. DEFINICIÓN DE T1 Y T2

T1 es una constante de tiempo que regula la componente longitudinal de la relajación; dicha relajación tiene forma exponencial y, cuanto menor es el valor de T1, más rápidamente se dará dicha relajación; por lo tanto, T1 estará relacionado con una liberación rápida de energía. Así, cada tejido tendrá un T1 que dependerá, en un campo magnético de un valor dado, de su composición histoquímica, es decir, de la facilidad de ésta para captar la energía liberada por el núcleo en relajación. **Se define T1 como el**

tiempo necesario para que la componente longitudinal de la magnetización, del elemento de volumen, recupere un 63% de su valor inicial (GILI, 1993).

T2 es otra constante de tiempo de la que dependen las variaciones en el tiempo de la componente transversal del vector de magnetización; esta relajación transversal variará en función de la coherencia de la relajación de los núcleos del vóxel. Si la relajación es sincrónica o coherente, la componente transversal del vector de magnetización tardará más en llegar al punto de desfase previo a la excitación; es decir, a tener una resultante con valor 0. Si la composición histoquímica del tejido da lugar a una relajación asincrónica o incoherente, se alcanzará antes el estado de desfase en la componente transversal; es decir, T2 tendrá un valor menor. **Se define a T2, por tanto, como el tiempo necesario para que la componente transversal se reduzca un 63% con respecto a su valor al inicio de la relajación (GILI, 1993).**

Como habíamos dicho que la etapa en que se desfazan los protones es mucho más rápida que aquella en que tornan al equilibrio energético para un mismo tejido, se cumplirá que la constante T1 será mucho mayor que la T2 (COUSSEMENT, 2000); por tanto, la relajación transversal es la fase rápida, en la que influye el T2 del tejido, mientras que la relajación longitudinal es la fase lenta, en la que influye el T1 del tejido.

En un tejido concreto, una mayor facilidad para liberar energía (T1) no implica que tenga mayor coherencia en la relajación (T2); lo usual, como veremos más adelante, suele ser lo contrario. Todo esto tendrá que ver, por tanto, con la señal que finalmente compondrá la imagen de RM.

3.1.2.2. LA SEÑAL

HELMS y col. (2011) definen la señal como la **cantidad de información que contiene la imagen**. Según MARTÍ-BONMATÍ y CELDA (1991), la intensidad de señal en RM es el resultado de la interacción compleja de varios factores: 1) aquellos que reflejan propiedades intrínsecas de los tejidos biológicos como son la conductividad eléctrica, los tiempos de relajación T1 y T2, el flujo, el desplazamiento químico, la susceptibilidad, la difusión, la perfusión y la absorción de radiofrecuencia, y 2) aquellos que son dependientes del aparato, como son las secuencias de pulso y los parámetros de tiempo. La imagen de RM es una representación matemática de los cálculos de las intensidades de la señal originadas en cada vóxel (unidad de volumen) de un plano

tomográfico; estas intensidades de señal se representan mediante una escala de grises en cada píxel (unidad de resolución de imagen).

GILI (1993) nos dice, en su introducción biofísica a la RM, que los núcleos de H^+ , que van a generar una señal suficiente para participar en la formación de la imagen, provienen básicamente de los tejidos grasos y del agua, tanto libre como ligada a macromoléculas; el resto de núcleos de H^+ del organismo, por lo general, crean una señal que no puede diferenciarse del ruido.

Los vóxeles son los elementos de volumen de los que se obtiene la señal que dará lugar a la imagen de RM. La señal del vóxel se recogerá y procesará para dar lugar a la mayor o menor intensidad de señal del píxel, representada en una escala de grises que va desde el blanco hasta el negro. Según HELMS y col. (2011), cada imagen está compuesta por vóxeles que corresponden a pequeñas porciones de tejido del paciente. Una dimensión del vóxel está definida por el grosor del corte y las demás están determinadas por el campo de visión, normalmente conocido por sus iniciales en inglés “*FOV*” (*field of view*), y por la matriz de obtención de las imágenes (número de cuadrados en la cuadrícula de obtención de las imágenes). Como la señal es proporcional al número de protones que resuenan dentro de cada vóxel, tanto como aumente el tamaño del vóxel aumentará la señal. El incremento del grosor de corte o del campo de visión o, por otra parte, el descenso de la matriz (dispersión del volumen de obtención de las imágenes sobre menos cuadrados, pero de mayor tamaño) aumentarán la señal.

3.1.2.3. LA RESOLUCIÓN

La resolución es la capacidad de distinguir pequeños objetos y es un factor absolutamente crítico en la mayoría de las aplicaciones musculoesqueléticas. Los cambios diseñados para mejorar la resolución afectan negativamente a la señal; al disminuir el tamaño del vóxel (disminuyendo el grosor de corte o el campo de visión, o aumentando la matriz de obtención de las imágenes) no sólo mejoraría la resolución, sino que también disminuiría el número de protones de cada vóxel y disminuiría la señal. En consecuencia, cuando se diseñan protocolos de obtención de imágenes, siempre existe un compromiso entre el aumento de la señal lo máximo posible y la mejora de la resolución; para ayudar a reducir este desequilibrio se selecciona la bobina (o antena) de

manera que sea lo más pequeña posible dentro de un tamaño suficiente a la zona a explorar, y que se coloque lo más cerca posible de la superficie de la misma (bobina de superficie). Otra manera de compensar la disminución de señal por disminución del volumen del vóxel es aumentar el número de adquisiciones de señal; esto es, aumentar el número de veces que se recoge la señal que proviene del vóxel, con lo que se multiplica la señal global; sin embargo, esto multiplica también el tiempo de obtención de las imágenes (HELMS y col., 2011).

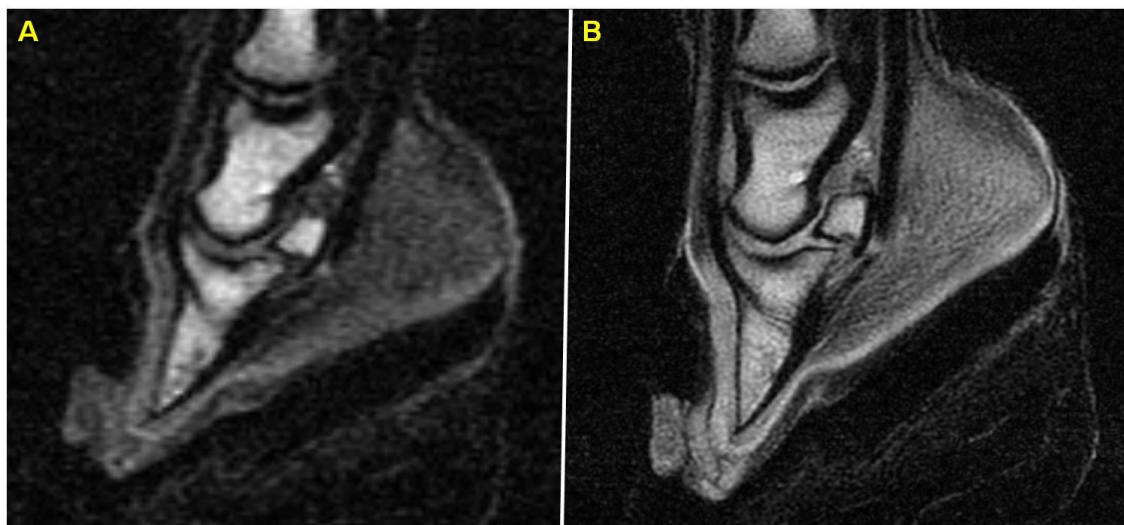


Figura 20. En esta figura podemos observar dos imágenes de RM originales del autor, potenciadas en T1 SE, de dos cortes sagitales de 5mm de grosor y con una localización casi idéntica, obtenidos mediante el uso de la misma antena a partir del casco de la extremidad anterior izquierda de un equino adulto aquejado de infosura; la imagen A se consiguió mediante una matriz de obtención de 0; 256; 160; 0 y un número de adquisiciones de señal de 2 y, como consecuencia, presenta menor resolución que la imagen B, que se logró mediante una matriz de obtención de 0; 329; 256; 0 y un número de adquisiciones de señal de 4.

3.1.2.4. LA FORMACIÓN DE LA IMAGEN: INDIVIDUALIZACIÓN DEL VÓXEL

En el proceso de RM, tal y como la hemos descrito hasta ahora, se sometería a la acción del campo magnético y a los fenómenos de excitación y relajación a todo el volumen contenido; por tanto, la señal que este volumen generaría, durante este proceso de relajación, se captaría en bloque por la antena receptora. Si no consiguiéramos individualizar la señal que proviene de cada vóxel, obtendríamos una imagen uniforme de una intensidad concreta en la escala de grises, que representaría la señal promedio del volumen total estudiado (Figura 21); esto, es obvio que no resulta útil en la IRM clínica exploratoria.

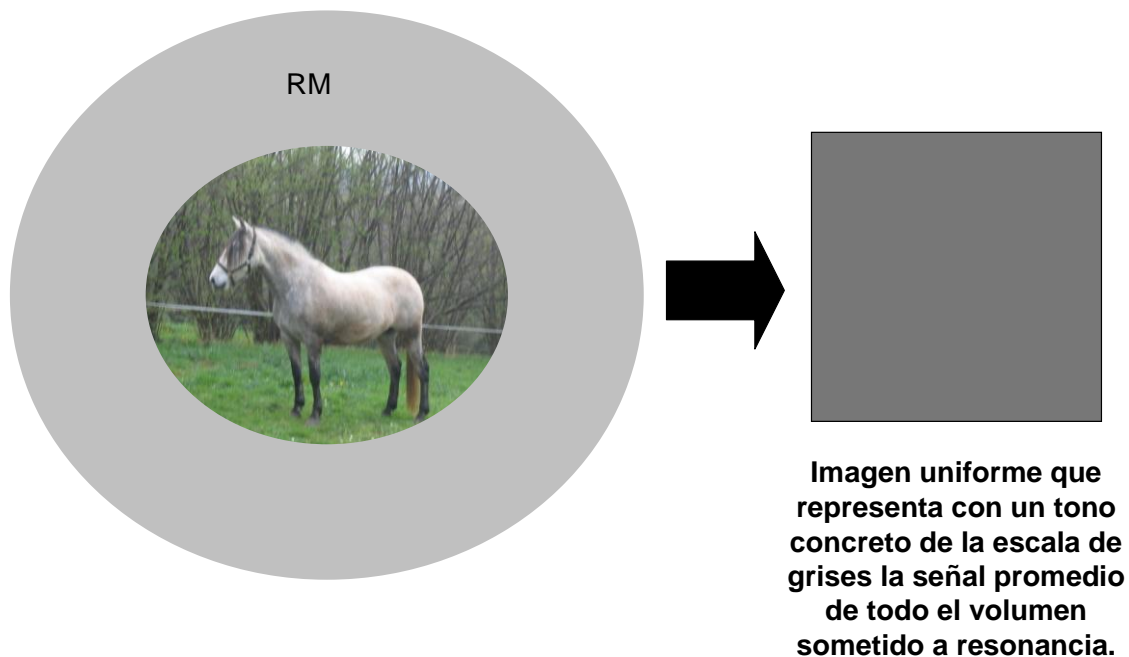


Figura 21. Representación esquemática de la señal que se obtendría si no se individualizara la señal recibida de cada vóxel en la imagen reflejada en pantalla.

Lo primero que se hace en el proceso de obtención de IRM es seleccionar el plano de corte del que vamos a obtener la señal; para poder hacer esto, se crea un gradiente de campo magnético mediante unos electroimanes, integrados en el equipo, que modifican el campo magnético del imán principal. Dependiendo de en qué dirección del espacio (x , y o z) se cree el gradiente, seleccionaremos un plano concreto (xy , xz o yz) que, dependiendo de como se coloque la región a explorar, podrá coincidir con el plano transversal, sagital o coronal indistintamente, y combinando dos gradientes se seleccionarán planos oblicuos (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000).

La posibilidad de someter a un plano concreto del volumen total al proceso de resonancia, mediante un gradiente magnético, se consigue en virtud de la propiedad por la cual decíamos que:

La frecuencia a la que precesa el vector del momento magnético, de los protones sometidos a un potente campo magnético, depende del valor de dicho campo; por lo tanto, al existir un gradiente de campo magnético, también existirá un gradiente de frecuencias de precesión en los protones (GILI, 1993).

Los protones sólo sufren la fase de excitación si la onda de radiofrecuencia a la que se someten posee la misma frecuencia que su frecuencia de precesión; por lo que si

mandamos una frecuencia de una amplitud de banda determinada, sólo se excitarán los protones que precesen a las frecuencias que están incluidas en esa amplitud de banda; por tanto, para un mismo gradiente, la anchura del corte seleccionado será mayor cuanto mayor sea la amplitud de banda de la onda de radiofrecuencia (GILI, 1993) (Figura 22).

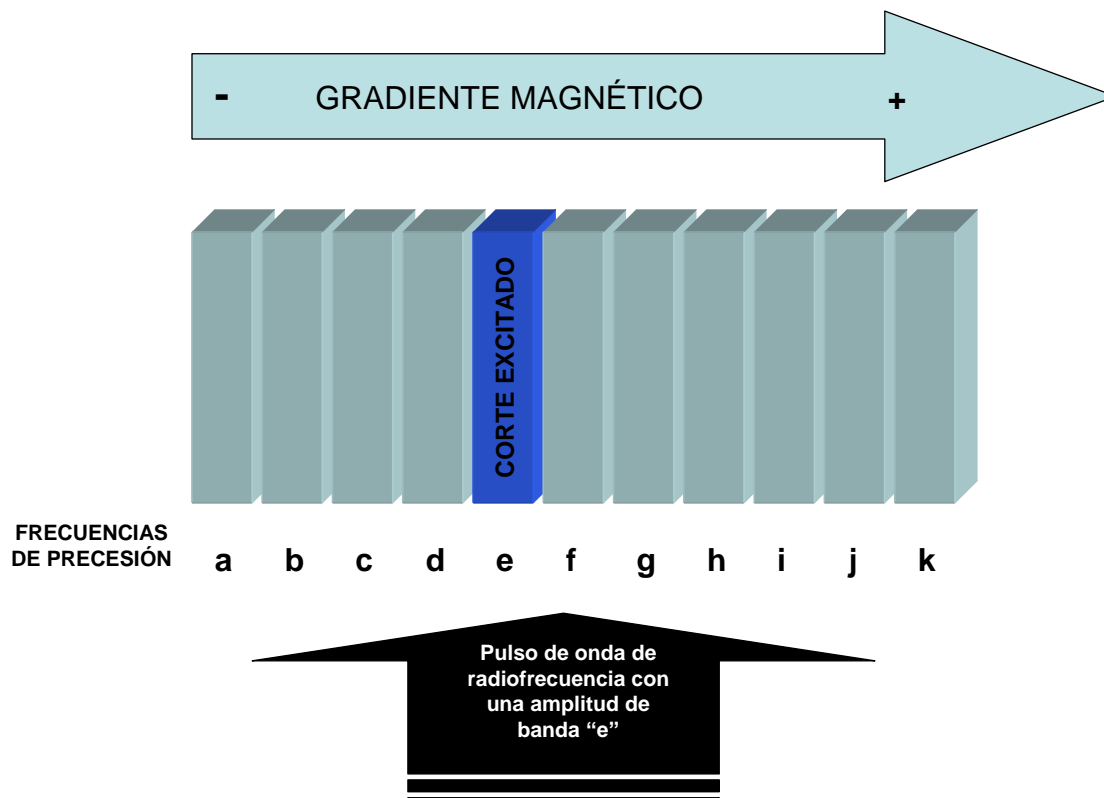


Figura 22. Representación esquemática de la excitación selectiva de un plano de corte en virtud del gradiente del campo magnético y de la amplitud de banda de la onda de radiofrecuencia.

Ahora, la señal que recibiríamos en el proceso de resonancia sería la señal promedio de ese corte; también obtendríamos una imagen uniforme, con un tono en la escala de grises relacionado con la señal recogida en la relajación de esa porción de tejido (Figura 23).

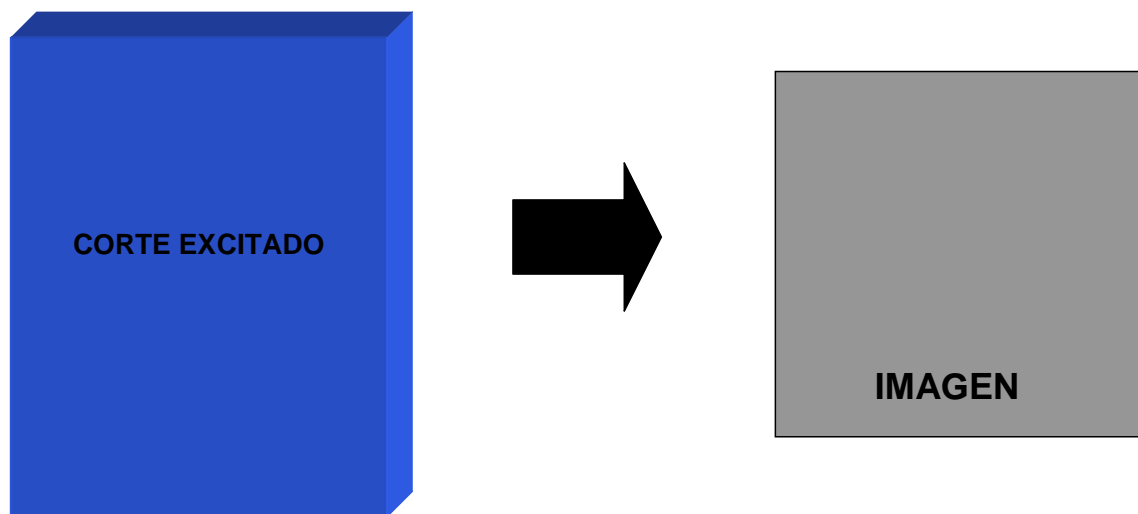


Figura 23. Representación esquemática de la imagen uniforme que se generaría a partir de la interpretación conjunta de la señal emitida por el corte de tejido.

Dependiendo de la zona de corte, el campo de visión y el grosor del corte, tal vez pudiera tener alguna utilidad la imagen así obtenida pero, evidentemente, muy limitada para la exploración; así, el siguiente procedimiento, es lo que podríamos llamar discriminación de filas dentro del plano de corte. Según GILI (1993), una vez excitado el plano deseado, se quita el gradiente de selección del plano de corte y se instaura un gradiente en la dirección de uno de los lados; de esta manera, los protones varían su frecuencia de precesión en la relajación en función del gradiente a que estén sometidos ahora, o lo que es lo mismo, según a qué fila pertenezcan (Figura 24).

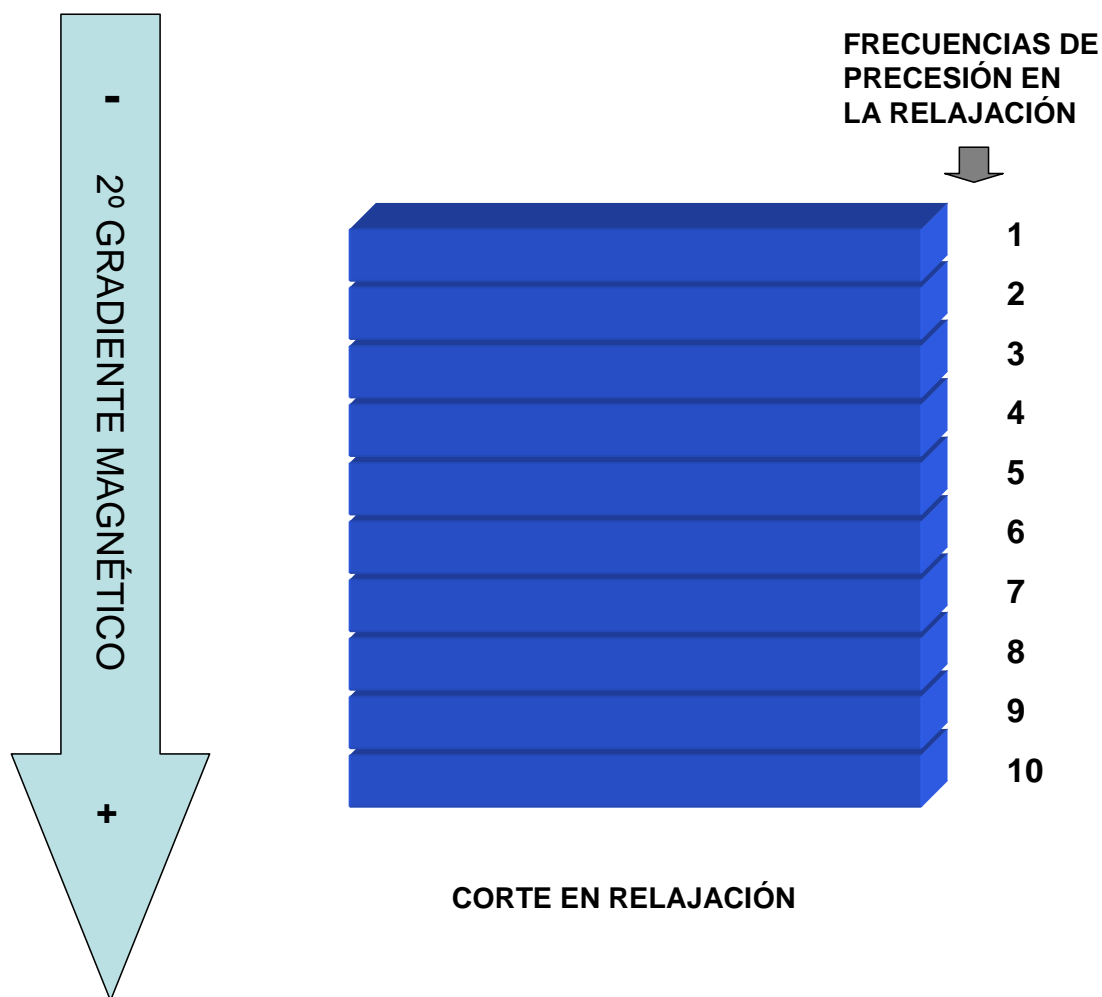


Figura 24. Representación esquemática de la disgregación del corte en filas de volumen en virtud del gradiente magnético aplicado en la fase de relajación.

Esta frecuencia de relajación es tanto mayor cuanto mayor sea el valor del campo magnético. En la Figura 24, la frecuencia de relajación de la fila 10 es máxima y la de la fila 1 es mínima; los protones de filas diferentes se relajan a frecuencias diferentes y, como han partido de posiciones idénticas por haberse excitado todo el corte a la vez, al cabo de un cierto tiempo, el vector de magnetización de la fila que se relaja más rápidamente se encuentra adelantado respecto al de otra fila. El ángulo que se habrá adelantado dependerá de la fila que ocupe; por lo tanto, este ángulo (esta fase) sirve para determinar la fila (GILI, 1993) (Figura 25).

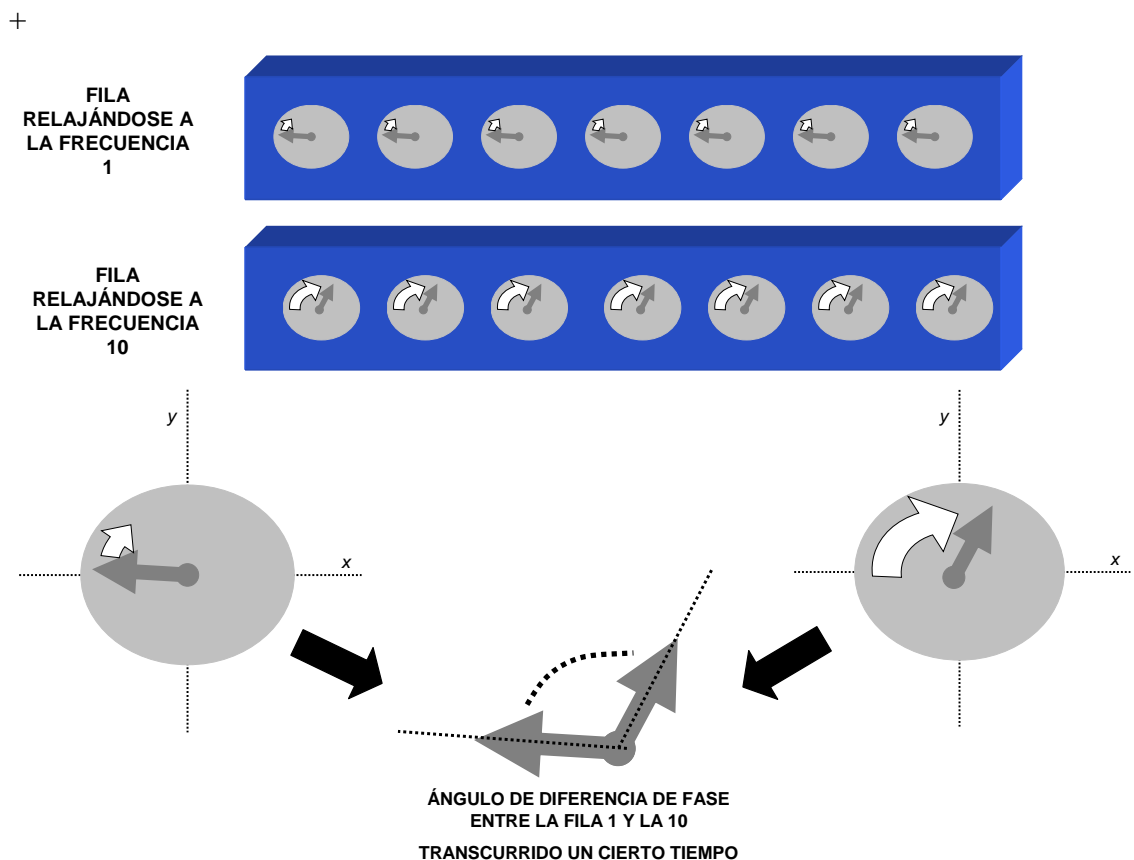


Figura 25. Representación esquemática de la componente transversal del vector de magnetización de volumen en las filas 1 y 10 transcurrido un cierto tiempo de relajación bajo el 2º gradiente. En la parte inferior de la figura se representa la aparición de un ángulo de diferencia de fase en esta componente transversal.

Si obtuviéramos directamente la imagen, una vez culminada esta diferenciación por filas, obtendríamos una imagen bidimensional en la que a cada fila le correspondería una intensidad de señal y, por tanto, un valor concreto en la escala de grises (Figura 26).

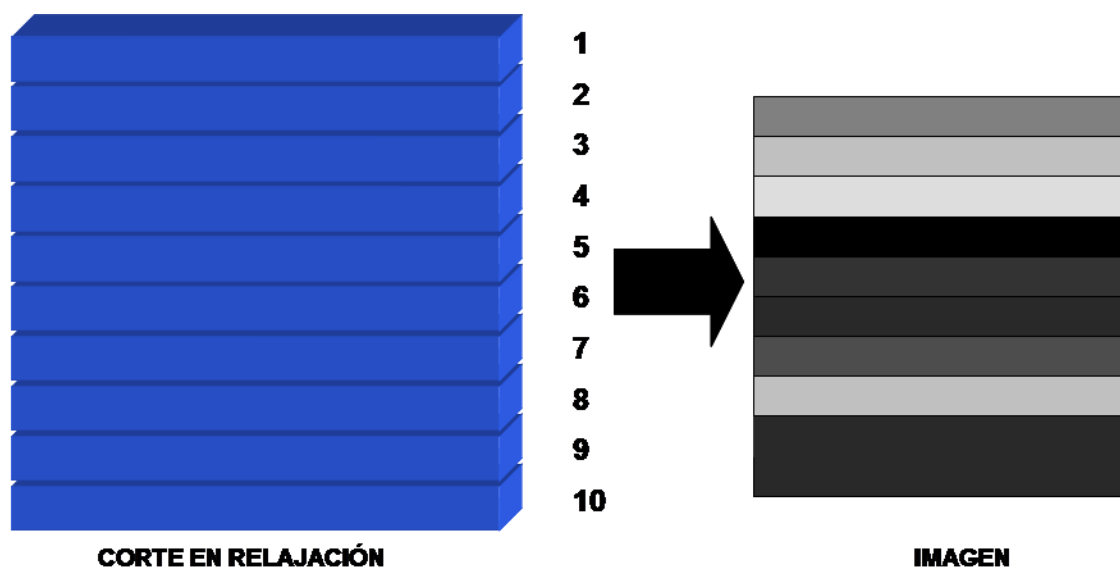


Figura 26. Representación esquemática de la imagen bidimensional teóricamente obtenida a partir de la discriminación por filas del origen de la señal.

El gradiente que codifica las filas por el valor de fase tiene corta duración y se interrumpirá rápidamente, estableciéndose ahora un nuevo gradiente en dirección perpendicular al último; así, la relajación continuará por columnas a frecuencias distintas, es decir, a cada una de estas columnas le corresponderá una frecuencia de precesión en relajación distinta (Figura 27); por lo tanto, la frecuencia de precesión en la relajación servirá para determinar la columna (GILI, 1993).

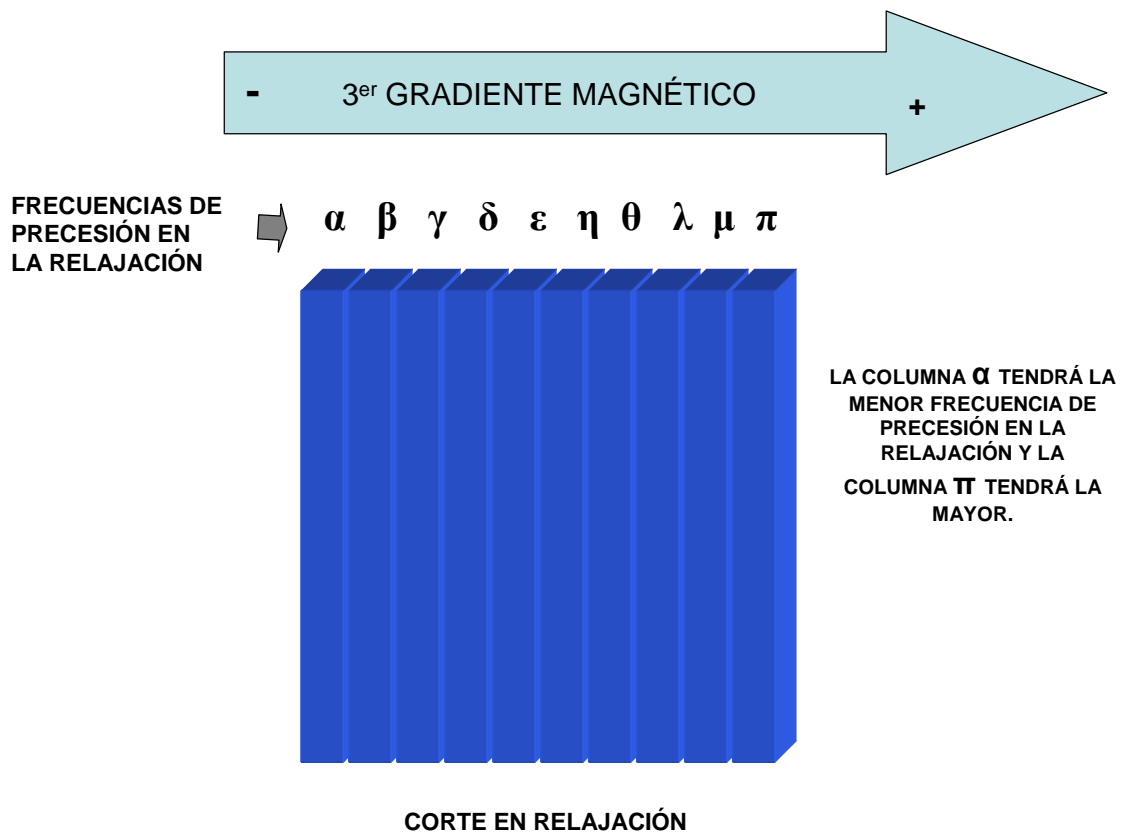


Figura 27. Representación esquemática de la aplicación del tercer gradiente magnético.

A estas alturas, tendremos, una primera selección de corte, una codificación de la fila en función del ángulo de fase y una codificación de columna en función de la frecuencia de relajación; esto se consigue en virtud de tres gradientes magnéticos consecutivos, en tres direcciones del espacio perpendiculares entre sí; con esta codificación, la fila y la columna que ocupa cada vóxel se determinan, por fases y por frecuencias, analizando la señal obtenida en la antena receptora. Este doble análisis lo podemos encontrar descrito al detalle en textos especializados con el nombre de “*Doble transformada de Fourier*” (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000).

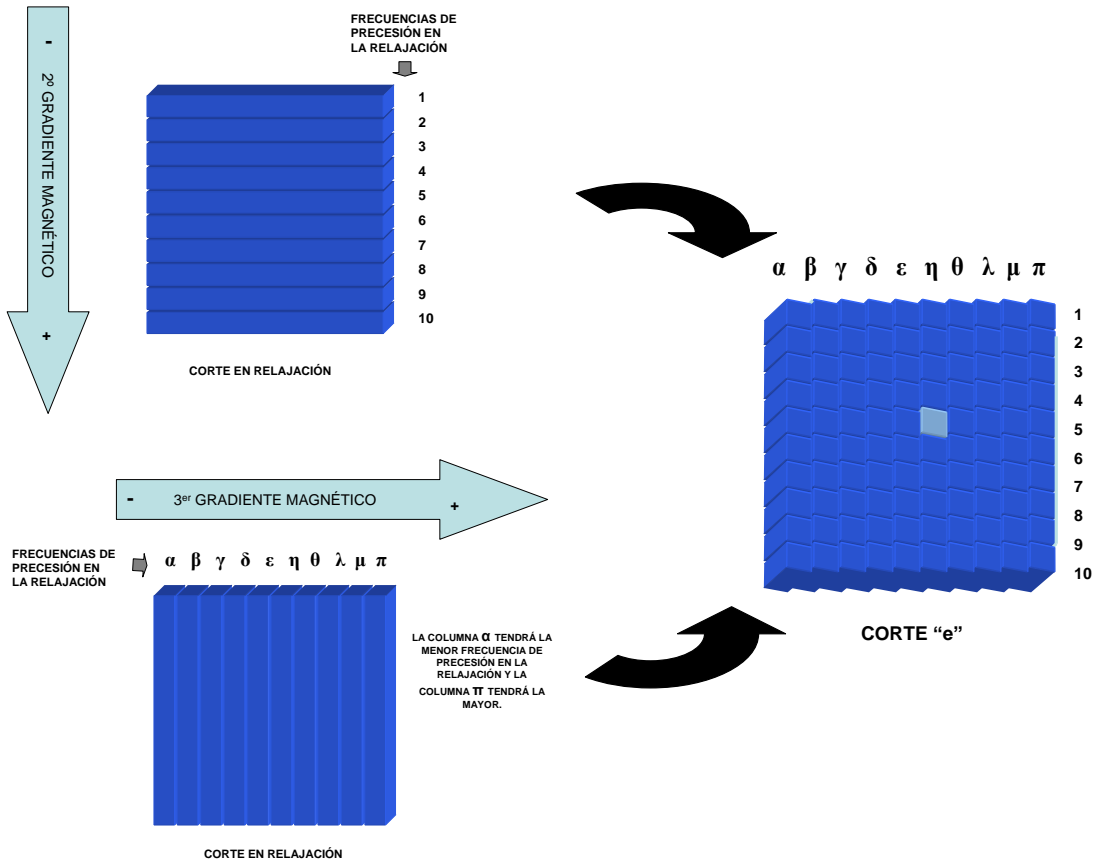


Figura 28. La señal del vóxel, que se representa con el color azul claro, se aislaría espacialmente del resto gracias a la decodificación de su ángulo de fase, que en este caso sería “5”, y a su frecuencia de precesión de relajación, que en este caso sería “η”; todo esto mediante la “Doble transformada de Fourier”.

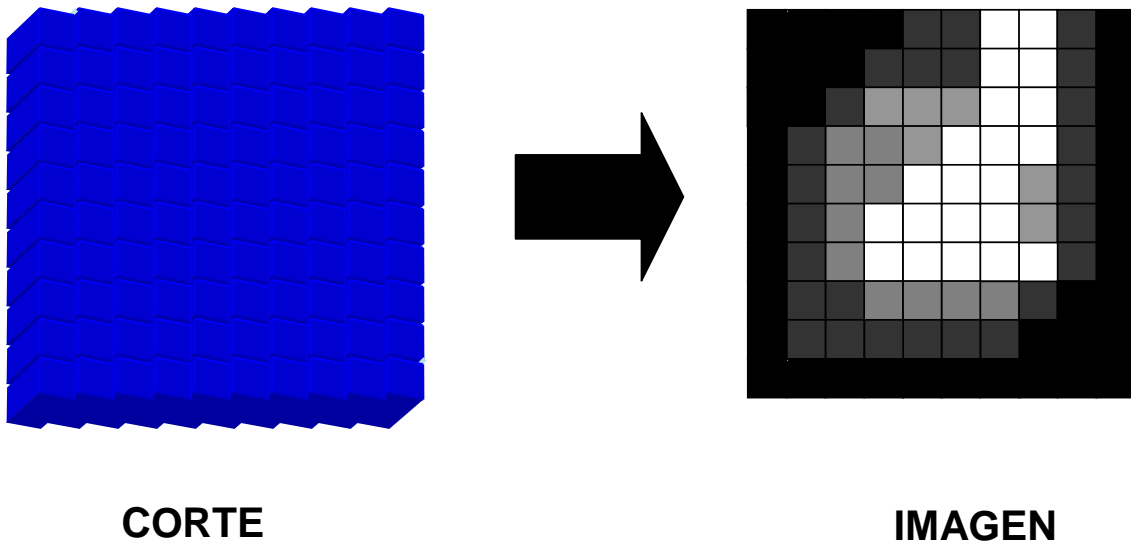


Figura 29. Representación de la transformación de la señal emitida por los diferentes vóxeles en un valor de la escala de grises asignado a cada píxel. El valor en la escala de grises de cada píxel está relacionado con la señal emitida por el vóxel que le corresponde, gracias a la genialidad matemática de la “Doble transformada de Fourier”.

En resumen, a partir de la selección de una loncha o rodaja de tejido de un ancho de corte y un campo de visión determinados, obtendremos un número determinado de vóxeles o unidades de volumen, dependiendo de la matriz seleccionada (Figura 30). Finalmente tendremos una imagen de dos dimensiones que representa un corte de tejido con tres dimensiones; tendremos un píxel para cada vóxel (Figura 29).

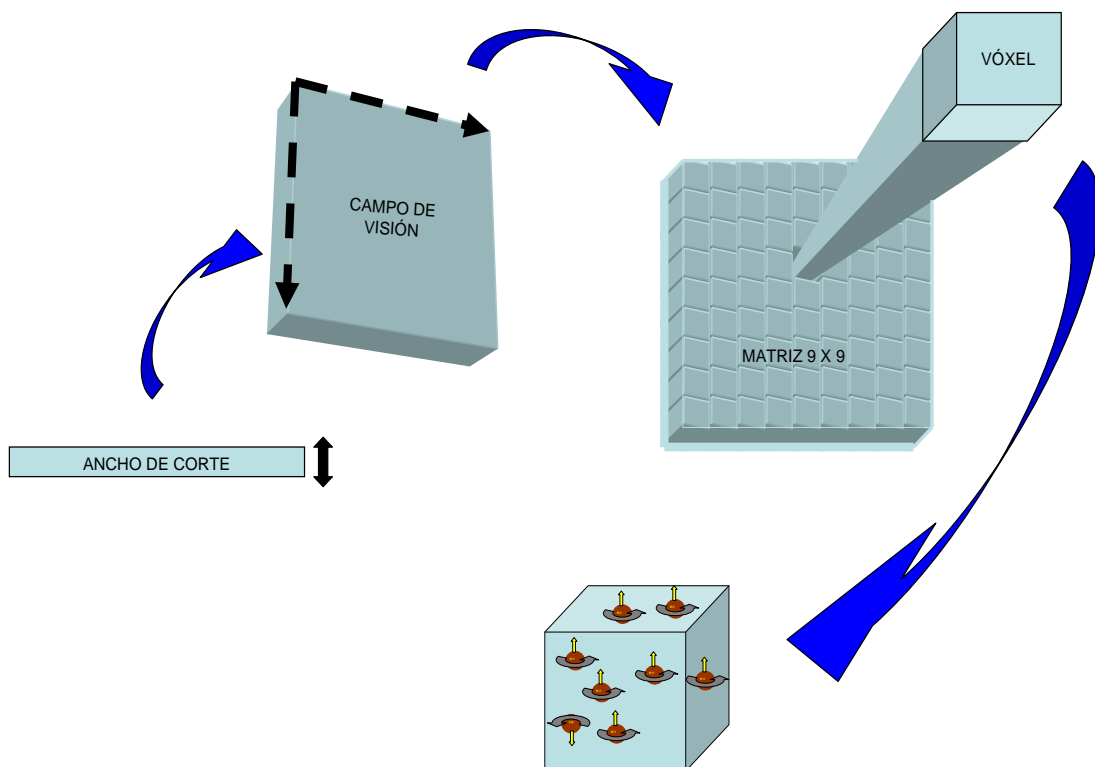


Figura 30. Esquema de representación del vóxel dentro del corte de tejido.

3.1.2.5. LA INFORMACIÓN DEL PÍXEL. TONOS DE GRISES

Como ya hemos comentado, la información de carácter analógico que representa la señal emitida por el vóxel es transformada por el computador del equipo de RM en una información digital y, por tanto, de carácter binario, es decir, un código de ceros y unos. Dicho código representa una intensidad o tono de color que, en el caso de la IRM, es un tono de gris, que varía desde lo más claro (blanco) hasta lo más oscuro (negro) (LOPEZ-POVEDA, 2006).

Las imágenes digitales están codificadas usualmente a 8, 10, 12 o 16 *bits*; esto quiere decir que cada uno de los píxeles de esas imágenes está codificado con un código binario de 8, 10, 12 o 16 dígitos, o lo que es lo mismo, que cada píxel tiene 2^8 , 2^{10} , 2^{12} o 2^{16} tonos posibles respectivamente (GIRARD y col., 1995); esto se traduce en que un

píxel de una imagen digital codificada a 8 *bits* tiene 256 tonos posibles diferentes, que irán desde el 0, que sería el negro en el sistema de codificación habitual, hasta el 255, que sería el blanco; no obstante, esto podría ser al contrario en función del sistema operativo utilizado. Siguiendo con este ejemplo, el código binario 00000000 representaría un píxel negro, el código 11111111 representaría el blanco, y el resto de códigos intermedios los demás tonos hasta completar 256 (Figura 31) (LOPEZ-POVEDA, 2006). Esto tiene una gran importancia para nuestro trabajo, ya que, debido a que cada píxel contiene una información digital precisa, además de la apariencia visual subjetiva que percibe el investigador, también podemos obtener el tono exacto de un píxel o el tono promedio de un grupo de píxeles, es decir, una información exacta y objetiva de su color o tono de gris; sin embargo, esto que, a priori, es una gran ventaja para la investigación, también genera alguna distorsión en la interpretación, debido a que no siempre coincide el número de *bits* que codifica el tono de cada píxel en la pantalla del equipo con el número de *bits* que codifica el tono de cada píxel de la imagen obtenida por el equipo (GIRARD y col., 1995).


COLOR DEL PÍXEL	NÚMERO BINARIO EQUIVALENTE
	00000000
	10000000
	10110010
	11111111

Figura 31. Representación de los códigos binarios de los píxeles de color negro y blanco, y de dos tonos de grises intermedios, en el sistema Windows® de una imagen codificada a 8 *bits*. Imagen basada en el trabajo de LOPEZ-POVEDA (2006).

Desarrollando lo expuesto en el párrafo anterior, diremos que, prácticamente todas las pantallas de los equipos informáticos tienen una codificación de sus píxeles a 8 *bits*, lo que supone 256 posibles tonos diferentes para cada píxel; sin embargo, en algunos casos, incluido el nuestro, las imágenes de RM se obtienen con una codificación de 16 *bits*, lo que implica que cada píxel tiene 65536 posibles tonos diferentes. Es evidente

que se ha de ajustar de alguna manera este desfase para poder representar la imagen en la pantalla (GIRARD y col., 1995; LOPEZ-POVEDA, 2006). Una de las posibilidades de ajuste consiste en hacer una transformación que, mediante una función matemática, reduzca los 65536 tonos a 256 de forma proporcional, agrupando varios tonos en uno (Figura 32).

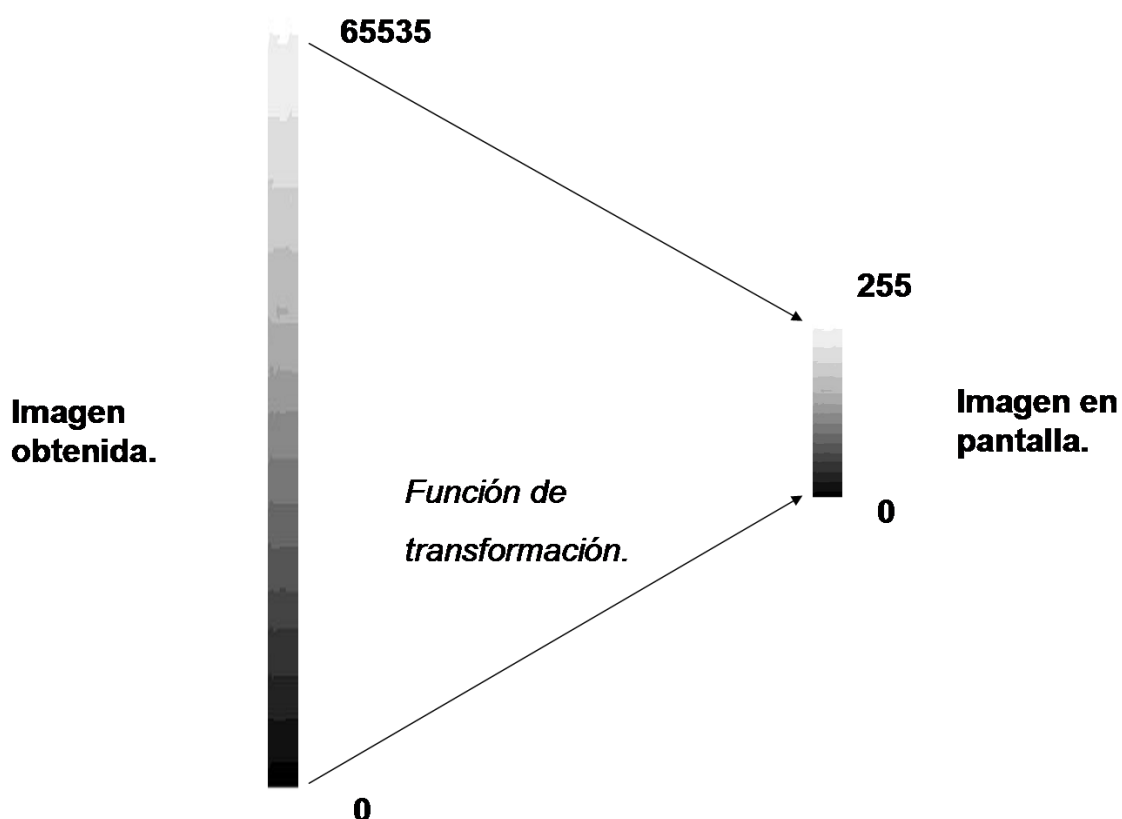


Figura 32. Representación esquemática de la hipotética adaptación de la información de los píxeles de una imagen codificada a 16 *bits*, para poder ser representada como una imagen codificada a 8 *bits* en la pantalla del equipo.

Con el fin de simplificar la transformación, y debido a que en la mayor parte de las imágenes obtenidas a 16 *bits* no están representados los 65536 tonos sino que, normalmente, está representada una fracción limitada de éstos, la solución informática por la que se ha optado ha sido diferente. El rango de intensidades o tonos del píxel que realmente está representado en la imagen es el que se transforma al rango 0-255 de la pantalla, tal y como se representa esquemáticamente en la Figura 33; esto es lo que definen GIRARD y col. (1995) como “**modo relativo**” de conversión de la imagen.

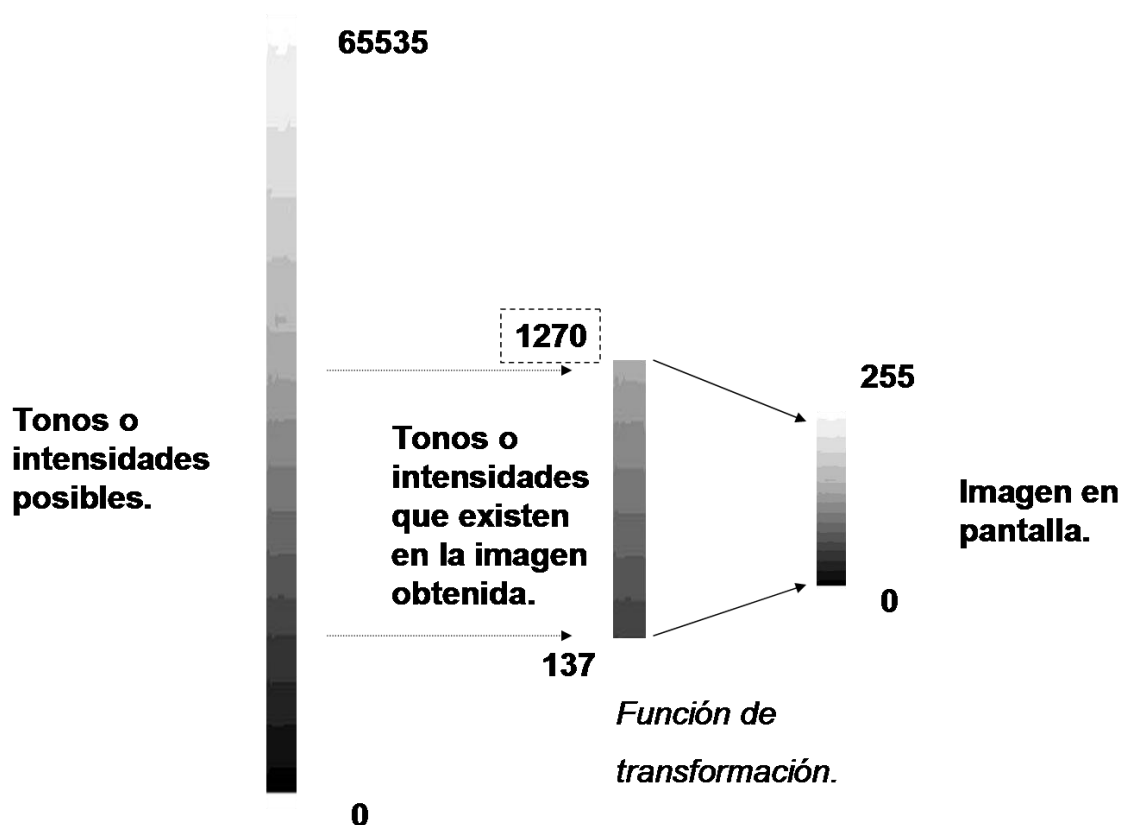


Figura 33. Representación esquemática del modo relativo de conversión de una imagen codificada a 16 bits con un rango de tonos de grises entre 137 y 1270, para ser representada en pantalla codificada a 8 bits con el rango completo de tonos de grises de 0 a 255 (256 tonos posibles).

Dado que este modo relativo de transformación hace que la objetividad del resultado sea cuestionable en multitud de ocasiones, debido a que las imágenes en RM se obtienen normalmente por series que incluyen un número variable de imágenes, se ha desarrollado otro modo de transformación diferente, que tiene en cuenta el rango de tonos o intensidades de la serie completa y no solamente el rango de la imagen concreta; este modo se ha denominado “modo absoluto” (Figura 34), ya que permite que, dentro de una serie, los píxeles que posean el mismo código de intensidad en las imágenes obtenidas, aparezcan en pantalla exactamente con el mismo código o valor del rango 0-255; lo que, evidentemente, favorece que el observador pueda comparar distintas imágenes de la serie a simple vista con una menor probabilidad de distorsión (GIRARD y col., 1995).

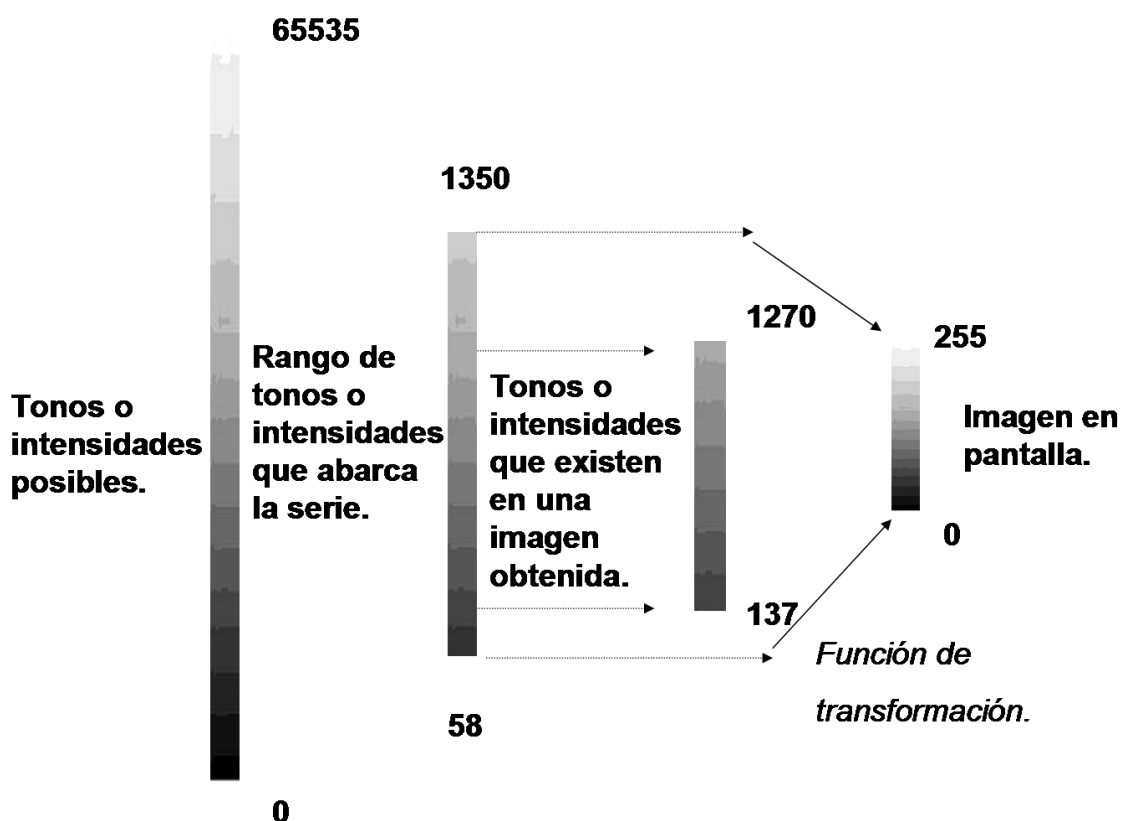


Figura 34. Representación esquemática del modo absoluto de conversión de una serie de imágenes codificadas a 16 bits, con un rango de tonos de grises de 58 a 1350, en una imagen de pantalla codificada a 8 bits con el rango completo de grises de 0 a 255.

En el modo absoluto, el cero o negro en la pantalla vendría dado por el menor valor de intensidad de píxel de toda la serie, que en el ejemplo de la Figura 34 sería 58, y el blanco o 255 vendría dado por el mayor valor de intensidad de píxel de la serie, que en el ejemplo representado en la misma figura sería 1350.

A lo dicho anteriormente hay que añadir que, según MANCHÓN (1982), el ojo humano sólo es capaz de diferenciar 16 tonos diferentes de grises, lo que aumenta todavía más la subjetividad y la distorsión en la percepción de la imagen observada por el investigador, en relación con la señal de resonancia emitida por los tejidos.

De todo lo dicho hasta ahora se deducen dos cosas muy relevantes para nuestra investigación:

Que si el estudio y el informe de una imagen de RM se hace solamente a partir de la observación directa en pantalla y la percepción subjetiva del clínico, se está omitiendo o perdiendo una gran cantidad de información.

Que cuando se comparan imágenes de series diferentes, aun utilizando el modo absoluto, si el rango de intensidades de píxel de las series difiere, la observación de las mismas en pantalla puede ser engañosa, ya que la misma intensidad numérica de gris en la pantalla puede representar valores de codificación de píxel (es decir, señales de relajación del vóxel) diferentes y viceversa, y esta distorsión será mayor cuanto mayor sea la diferencia entre los rangos de tono de píxel de las distintas series (Figura 35).

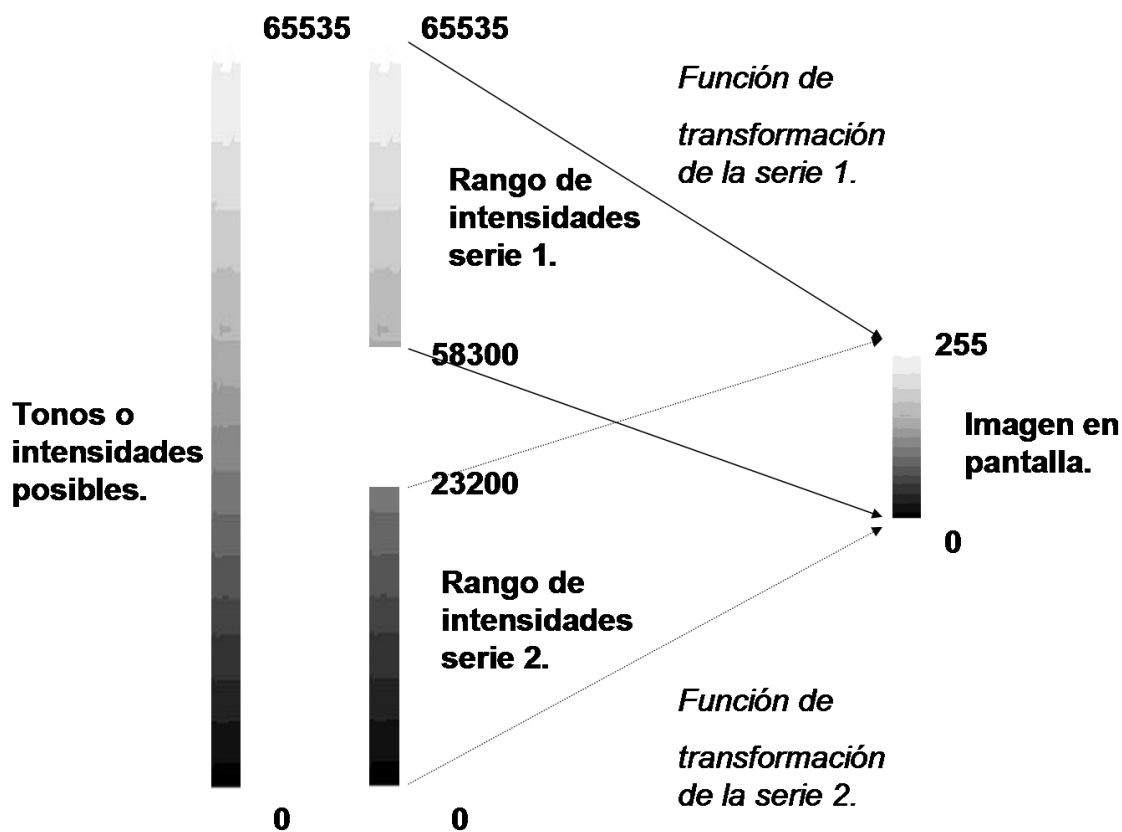


Figura 35. Representación esquemática de la conversión en modo absoluto de dos series de imágenes con rangos de tonos de grises del píxel muy diferentes.

Si observamos el ejemplo representado en la Figura 35, vemos que, mientras que en la serie 1 el valor 0 en pantalla (negro) vendría dado por el valor de intensidad de píxel de la imagen obtenida de 58300 y el valor 255 en pantalla (blanco) por el valor en la imagen obtenida de 65535, en la serie 2, el negro en pantalla o 0, vendría dado por el valor en la imagen obtenida de 0 y el blanco en pantalla o valor 255, vendría dado por el valor en la imagen obtenida de 23200; lo que ocasiona que señales de relajación muy diferentes de determinados vóxeles, aparecerían en el píxel de la pantalla con el mismo tono de gris.

La imagen digital también puede ser en color; para capturar este tipo de imágenes, los colores de la imagen original se descomponen en los tres colores básicos: rojo (*Red*), verde (*Green*) y azul (*Blue*) mediante un prisma. El aparato que captura la imagen dispone de tres dispositivos, cada uno de los cuales recoge la imagen correspondiente a uno de estos tres colores básicos; así, la imagen digital final se obtendría como la superposición de estas tres imágenes. De la misma forma que en una imagen en escala de grises el nivel de gris de cada píxel se expresa mediante el número de *bits*, ahora el nivel de color de cada píxel de las imágenes en rojo, verde y azul también se expresa mediante el número *bits*; de esta manera, un mismo código de 8 *bits* (por ejemplo, 10110010 en la Figura 36) corresponde a un tono determinado de rojo en la imagen R (*Red*), pero también a un tono de verde en la imagen G (*Green*) y a uno de azul en la imagen B (*Blue*). El color final de un píxel en la imagen compuesta se obtiene superponiendo los colores de las imágenes componentes, correspondientes a dicho píxel; por ejemplo, para obtener el color marrón del píxel de la Figura 36, es necesario superponer los píxeles con códigos 11000101 (R), 10001011 (G), y 01010001 (B). El color final del píxel se expresa mediante un código RGB, que no es más que el número binario (o su número decimal equivalente) que se obtiene al concatenar los códigos R, G, y B del mismo (LOPEZ-POVEDA, 2006).

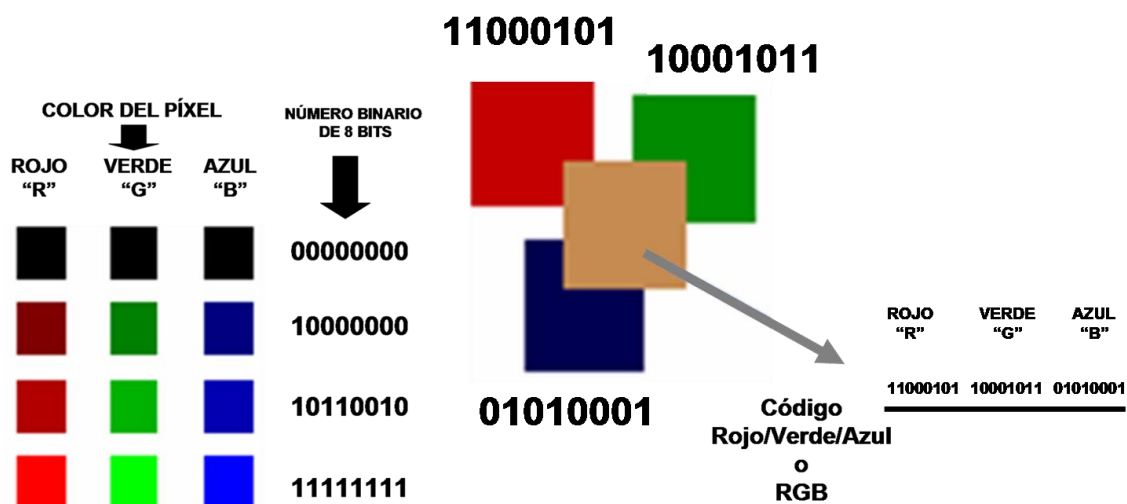


Figura 36. Representación de la codificación a 8 *bits*, en el sistema operativo Windows®, de varios tonos de los tres colores básicos que, en combinación, dan lugar a los todos los colores de las imágenes digitales. El color de cada píxel se obtiene superponiendo el nivel o tono de color adecuado del rojo, verde y azul. Imagen basada en el trabajo de LOPEZ-POVEDA (2006).

3.1.2.6. LA POTENCIACIÓN

Estudiando la señal emitida por el tejido en el proceso de resonancia podemos obtener, para cada vóxel, información relacionada con su densidad de núcleos de H^+ y con el entorno bioquímico en que se encuentran dichos núcleos. En toda IRM subyacen estos tipos de información; por lo que, mediante la programación de distintas secuencias de pulsos de radiofrecuencia, podemos hacer prevalecer una u otra información, lo que se describe como potenciación de la imagen (GILI, 1993).

Según GILI (1993), en IRM existen tres potenciaciones básicas, nombradas como:

Imagen potenciada en densidad (D) o densidad protónica (DP).

Imagen potenciada en T1.

Imagen potenciada en T2 o T2*.

Imagen potenciada en densidad: en ésta, la escala de intensidades de la imagen es proporcional a la densidad de núcleos de H^+ capaces de entrar en resonancia. En los vóxeles donde no existen núcleos de H^+ o en los que estos no han entrado en resonancia, no existirá señal y aparecerán siempre en negro en cualquier potenciación de la imagen; esto ocurre, por ejemplo, en los espacios aéreos o en el hueso cortical no patológico; es decir, lo que no emite señal en esta potenciación no debería emitirla, en principio, en ninguna otra (GILI, 1993).

Imagen potenciada en T1: está relacionada con la mayor o menor facilidad que tienen los núcleos H^+ del vóxel de liberar energía que, a su vez, depende de la movilidad y del tipo de molécula de la que forma parte el H^+ , siendo, las moléculas de tamaño intermedio las que, en principio, poseen una mayor capacidad para liberar energía en las magnitudes que se utiliza en este proceso. El H^+ en una molécula grasa tiene facilidad para liberar energía (T1 corto), mientras que el H^+ en una molécula de agua libre tiene dificultad para liberar energía (T1 largo), a su vez, el agua ligada a moléculas tendrá mayor facilidad que el agua libre para liberar energía y también dará lugar a señal en T1. Una imagen está típicamente potenciada en T1 cuando la grasa aparece en alta intensidad y los líquidos aparecen tanto más negros cuanto mayor proporción de agua libre, respecto al agua ligada, poseen. El agua ligada posee un T1 más corto que el agua

libre y por tanto generará señal, aunque no tan intensa, a priori, como la de la grasa (GILI, 1993).

Imagen potenciada en T2 o T2*: durante la relajación, si los núcleos H^+ estuviesen totalmente aislados emitirían su energía a la misma frecuencia, dando lugar a una relajación sincrónica o coherente; si por el contrario existen alrededor de estos núcleos cargas eléctricas, que influyen localmente sobre el valor del campo magnético, haciendo que cada núcleo perciba un campo magnético distinto, tendríamos una relajación a frecuencias distintas, es decir una relajación asincrónica o incoherente. Esta información se refleja en el parámetro T2; de manera que un T2 elevado implica una gran coherencia de relajación y en las imágenes potenciadas en T2 le corresponde una alta señal. En el agua libre, los núcleos de H^+ perciben prácticamente el mismo campo magnético, lo que implica que el agua libre aparecerá siempre hiperintensa en T2; mientras que hay otros tejidos que, por la naturaleza de las moléculas que los componen, poseen una relajación más asincrónica, con lo que su T2 será menor y le corresponderá una menor intensidad de señal; además, si el campo magnético no es perfectamente homogéneo o existen sustancias que lo distorsionan, los núcleos se relajarán asincrónicamente, de ahí que, si eliminamos la influencia de estas heterogeneidades de campo obtenemos imágenes potenciadas en T2; sin embargo, si tenemos en cuenta estas heterogeneidades y, por tanto, la incoherencia que generan, tendremos imágenes potenciadas en T2*; estas últimas imágenes son especialmente atractivas en el sistema músculo-esquelético, por el hecho de que el tejido óseo trabecular implica heterogeneidades locales del campo magnético que hacen más incoherente la relajación y, por tanto, disminuyen la señal del tejido óseo esponjoso (GILI, 1993).

Resumiendo, estas tres potenciaciones básicas no son nada más que maneras diferentes de captar las variaciones energéticas que se generan durante el proceso de obtención de IRM. En la primera potenciación prevalecerá la información a cerca de la densidad total de los núcleos de H^+ capaces de entrar en resonancia; en la segunda prevalecerá la información relativa a la facilidad con que se producen las variaciones en la energía en dichos núcleos, y en la tercera prevalecerá la información a cerca de la sincronía o coherencia en las variaciones energéticas de los mismos (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000).

Al final, todo lo dicho hasta ahora se traduce en que cada tejido tendrá una “**densidad**” de H^+ capaz de entrar en resonancia, una “**facilidad**” y una “**coherencia**”; además, las anomalías en ese tejido conllevarán alteraciones moleculares que producirán variaciones en estos factores. Esto significa que cada tipo de tejido dará lugar a una imagen característica en cada potenciación básica, y que cada alteración o proceso patológico que sufra ese tejido dará lugar a variaciones en esa imagen (FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2004, 2007, 2009 y 2014).

Teniendo todos estos factores en cuenta, además de otros como los artefactos o ciertos componentes paramagnéticos como el Fe^{2+} o Fe^{3+} , que se encuentran de forma abundante en ciertos tejidos del organismo como la sangre, no resulta difícil darse cuenta de la tremenda variabilidad que es posible encontrar en las imágenes resultantes a obtener, y de la necesidad de acometer un proceso de estandarización de dichas imágenes para facilitar su obtención y comprensión por parte del clínico veterinario; sin embargo, nuestra capacidad de actuación para homogeneizar las imágenes, básicamente, se restringe casi exclusivamente a los factores definidos por MARTÍ-BONMATÍ y CELDA (1991) como dependientes del aparato, es decir, a las **secuencias de pulsos** y los **parámetros de tiempo**; Con estos factores potenciaremos la imagen haciendo prevalecer unas u otras de las características del tejido a estudiar.

Centrándonos en estos factores dependientes del aparato, hay que señalar que **las potenciaciones anteriormente mencionadas poseen**, según GILI (1993), **una forma estándar** en la que la intensidad de señal de cada tejido, en relación a los otros, debería ser siempre la misma; por ejemplo, en un T1 estándar la grasa del tejido medular de los huesos largos sanos siempre debería tener una intensidad de señal mayor que el tejido muscular (Figura 37).

Hay varias secuencias de pulsos que nos sirven para obtener estas “*potenciaciones básicas estándar típicas*” (GILI, 1993), también denominadas “*convencionales*” (HELLMS y col., 2011); sin embargo, hay otras secuencias de pulsos con las que podemos variar la estimulación del H^+ de manera que, en la imagen final, un tejido pierda la intensidad de señal relativa que le correspondería en esa potenciación, por ejemplo, en una secuencia concreta, según como se elija el valor del pulso inicial y, sobre todo, el del tiempo de lectura, podríamos obtener señales potenciadas en T1 que anulen completamente la señal de la grasa, mientras que el resto de los tejidos

mantendrían entre sí la relación de intensidades de señal típicas de esa potenciación, por ello, sería una potenciación en T1, pero no una potenciación “básica típica estándar” o “convencional” en T1 (GILI, 1993).

En medicina humana, ya hace tiempo que se han descrito las imágenes que generan las estructuras anatómicas normales y las variaciones que producen en estas numerosos procesos patológicos, mediante las potenciaciones “básicas estándar típicas” en DP, T1, T2 y T2* (MARTÍ-BONMATÍ y VILAR, 1991; APARISI, 1991; BELTRÁN, 1991); sin embargo, en el equino, aunque las primeras publicaciones sí recurrían a estas potenciaciones estándar típicas (PARK y col., 1987; CRASS y col., 1992), otras más recientes tienden a estudiar los procesos patológicos asentados en la extremidad equina mediante potenciaciones que difieren de la estándar, como la obtenida con las secuencias de pulsos STIR (*Short Time Inversion Recovery*) u otras secuencias rápidas de última generación como la SPGR (SPoiled Gradient Recalled), sin que, de forma general y sistemática, se haya hecho un estudio previo en las potenciaciones “básicas estándar típicas” (NAGY y col., 2008; DYSON y col., 2008; COHEN y col., 2008).

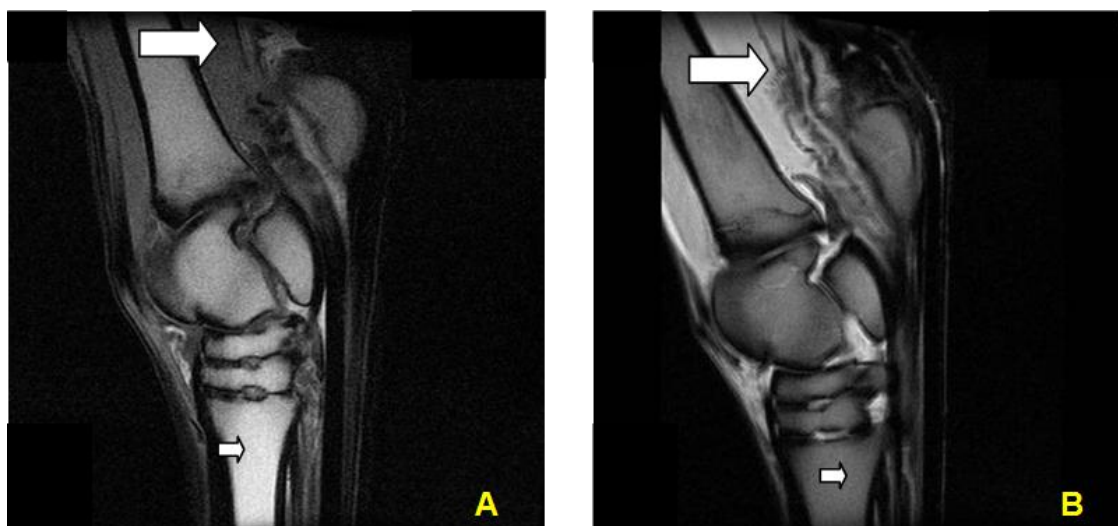


Figura 37. Corte sagital de un tarso sano en las potenciaciones convencionales T1 y DP. A) potenciación T1: el tejido óseo esponjoso, rico en grasa (flecha pequeña), emite mayor intensidad de señal que el tejido muscular (flecha grande). B) potenciación DP: la relación de intensidad de señal entre el tejido óseo esponjoso y el muscular se invierten (FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2004, 2007, 2009 y 2014).

3.1.2.7. LAS SECUENCIAS DE PULSOS

A modo de apunte y de un modo grosero, podemos decir que, mientras la potenciación es una manera de interpretar las variaciones energéticas de los núcleos de H^+ de los tejidos, las secuencias de pulsos son los modos en que estimulamos esos núcleos de H^+ para dar lugar a esas variaciones.

GILI (1993) define las secuencias de pulsos como “*módulos básicos formados por pulsos de radiofrecuencia, de valores concretos, separados intervalos de tiempo adecuados*”; estos módulos se repiten a lo largo de la obtención de la imagen con un tiempo de repetición que se representa por la abreviatura TR. Entre un pulso de radiofrecuencia y su repetición, hay un instante en que comienza la lectura de la señal; al *tiempo transcurrido entre un impulso y el comienzo de la lectura* se le denomina tiempo de eco, y se representa por TE; por lo tanto TE siempre será menor a TR y, además, el valor de ambos parámetros determinará directamente la potenciación de la imagen obtenida (COUSSEMENT, 2000) (Figura 38).

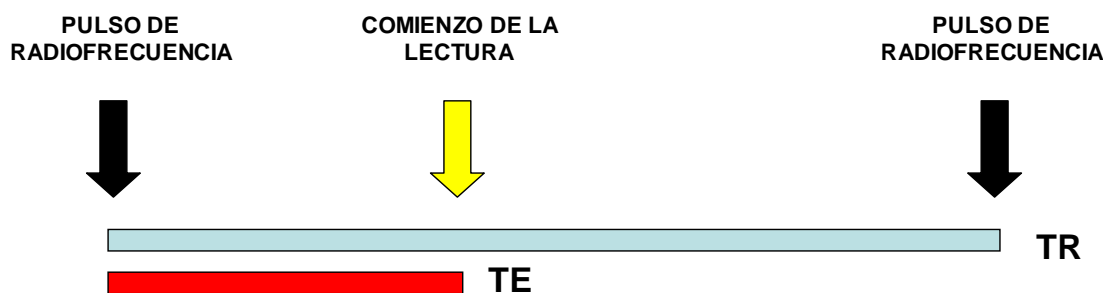


Figura 38. Representación de la relación entre TR, TE, el intervalo entre dos pulsos de radiofrecuencia y el comienzo de la lectura de la señal.

Según COUSSEMENT (2000), existen dos grandes familias de secuencias de pulsos: una la familia de las secuencias de pulsos tipo SE (eco del espín o *spin echo*), y otra la familia de secuencias de pulsos tipo GRE (eco de gradiente o *gradient echo*). Estas familias tienen su origen en las dos secuencias de pulsos denominadas “clásicas” por GILI (1993), las cuales reciben el mismo nombre que la familia a la que han dado origen, es decir, secuencia clásica SE y secuencia clásica GRE.

La diferencia fundamental entre un tipo y otro de secuencia es el modo en que se excitan los núcleos H^+ del corte de tejido. Por no ser objeto de este trabajo, no entraremos en los detalles de estas diferencias, pero sí diremos que algunos de los

procesos que en el primer tipo de secuencia se obtienen mediante la acción de impulsos de radiofrecuencia, en el segundo tipo se consiguen mediante el uso de juegos de gradientes magnéticos (COUSSEMENT, 2000).

La secuencia clásica SE es poco sensible a los artefactos, de buena calidad y proporciona un verdadero contraste en T2, pero tiene el inconveniente de ser bastante larga. La secuencia clásica GRE utiliza un TR y un TE mucho más cortos, con lo que se gana tiempo, de 4 a 8 veces por término medio, pero tiene como inconvenientes que es mucho más sensible a artefactos de susceptibilidad magnética y de desplazamiento químico, y que produce una imagen T2*, que es una imagen potenciada en T2 no depurada de las faltas de homogeneidad del campo magnético (Figura 39). El intento de librarse de los inconvenientes de ambas secuencias clásicas ha dado lugar a numerosos tipos de secuencias, nombradas de forma muy variable y generalmente poco clara y poco didáctica (COUSSEMENT 2000).

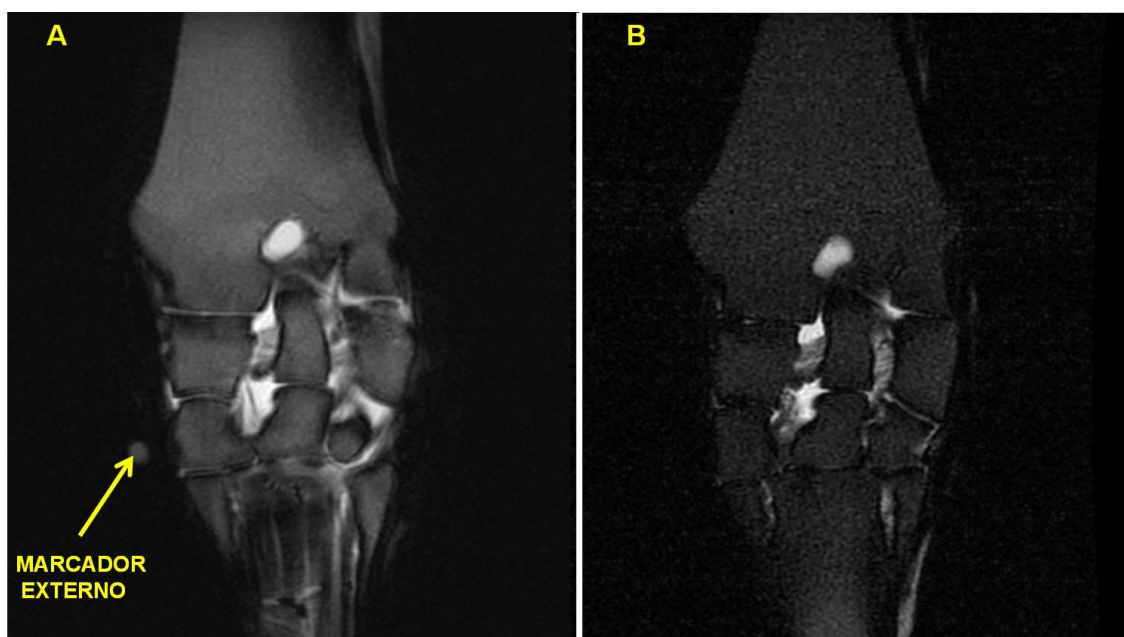


Figura 39. Se pueden observar dos imágenes originales del autor, potenciadas en T2, de dos cortes coronales de los carpos de dos caballos adultos: la imagen A está obtenida mediante una secuencia de pulsos de la familia GRE y, por lo tanto, realmente se trata de una potenciación T2*; la imagen B, sin embargo, se obtuvo mediante una secuencia de la familia SE, con lo que se trataría de una potenciación T2 propiamente. En la imagen A se señala un marcador externo, colocado sobre la piel y utilizado como referencia de posición.

Según COUSSEMENT (2000), la secuencia GRE es relativamente complicada en su ejecución y, cuando se emplean TR cortos, entorno a 25-50ms, en el momento del

nuevo impulso de radiofrecuencia, persiste todavía una magnetización transversal residual que altera la señal. Los inconvenientes creados por esta magnetización residual han suscitado numerosos trabajos y generado multitud de variantes y acrónimos; aunque no sea totalmente exacto, en general, se agrupan estas variantes en dos subgrupos SP-GRE y SS-GRE, en función de que la potenciación que refuercen, sea la de T1 o la de T2 respectivamente.

El primer grupo, SP-GRE, refuerza la potenciación en T1 mediante la supresión de la magnetización residual transversal con un impulso de saturación o *spoiler* (SP); esta secuencia también la encontramos con las denominaciones FLASH, FFE T1, SHORT T1 y SPGR, entre otras (COUSSEMENT, 2000). La última denominación, SPGR (*SPoiled Gradient Recalled*), es la que encontramos con mayor frecuencia en los trabajos publicados más recientemente (MURRAY y col., 2003; DYSON y col., 2003, 2003b y 2004; OLIVE y col., 2010b) y la que utilizaremos nosotros en el nuestro. Según GILI (1993), la secuencia de pulsos SPGR juega con gradientes defasadores (*spoiler gradients*), y elimina la coherencia de la magnetización residual transversal logrando un desfase mediante pulsos α° aleatorios, para potenciar la imagen en T1.

El segundo grupo, que refuerza la potenciación en T2* o T2, dependiendo de la variante que se use, reutiliza la magnetización transversal residual dando lugar a una serie de variantes en las que no entraremos en detalle, que se engloban bajo la denominación de secuencias en estado de equilibrio o *steady state* (SS), es decir, secuencias SS-GRE. La secuencia SS-GRE-FID, también conocida con los nombres FISP, FASP, GRASS y FFE entre otros, sería la que proporcionaría una potenciación T2*. La secuencia SS-GRE-SE, también conocida con los nombres PSIF, SSPF, CE FAST, CE GRASS y CE FFE T2, potencia la imagen en T2 aunque sea de la familia GRE (COUSSEMENT, 2000).

Hay otro tipo de secuencia en este segundo grupo, que da lugar a una imagen con una potenciación compuesta T2-T2*, denominada SS-GRE-FID-SE, cuyas variantes desarrolladas se pueden encontrar en la bibliografía con nombres tan pintorescos como TRUE FISP, BALANCED FFE, FIESTA, CISS, DESS o FADE (COUSSEMENT, 2000) o BASG, GBASS o Hyce (KONAR y LANG, 2011).

Dentro de la familia GRE hay un tercer grupo de secuencias que se denominan MP-GRE, que utilizan una preparación de la magnetización (*magnetization preparation* [MP]) y que podemos encontrar en múltiples publicaciones con los nombres de TFE, FSPGR, MP-RAGE, TURBO-FLASH O TURBO-FISP (COUSSEMENT, 2000).

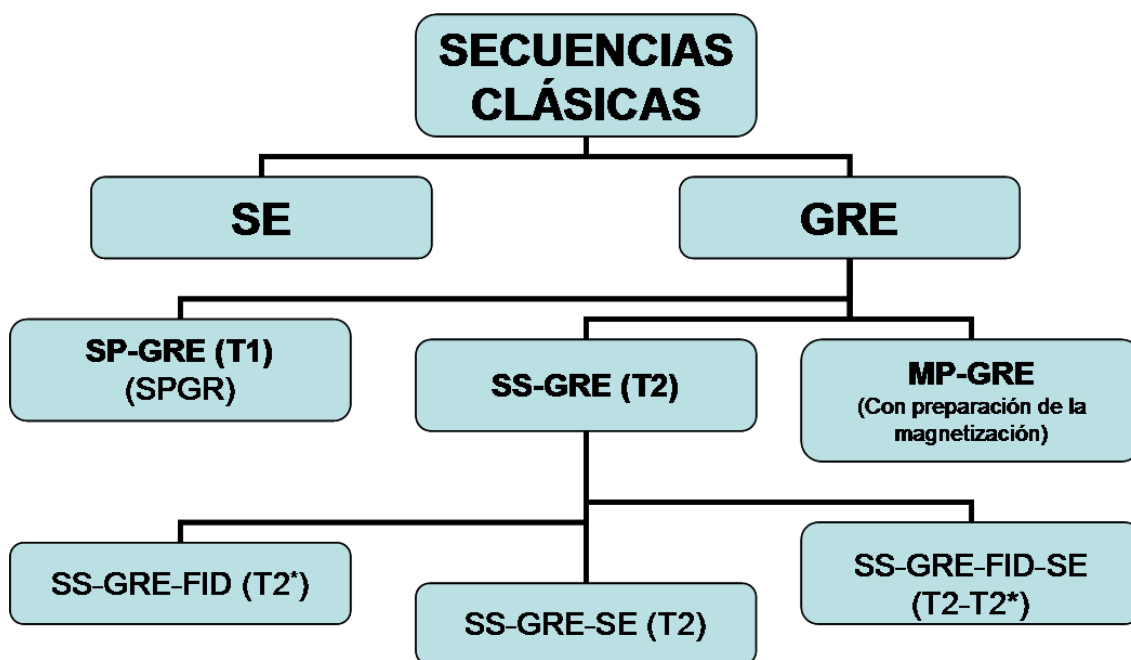


Figura 40. Representación esquemática de la aparición de los diferentes tipos principales de secuencias de pulsos a partir de las dos secuencias clásicas.

3.1.2.8. LAS OPCIONES DE LAS SECUENCIAS DE PULSOS Y LOS ARTEFACTOS

Las secuencias de pulsos poseen una serie de opciones que suelen ser aplicables a las dos familias y combinables entre sí; sin embargo, no todas las combinaciones son siempre útiles, por lo que algunas no se utilizan en la práctica (COUSSEMENT, 2000).

Estas opciones se dividen según COUSSEMENT (2000) en tres grupos:

Las opciones que modifican el contraste de la imagen.

Las opciones que aumentan la rapidez de las secuencias.

Las opciones que sirven para disminuir los artefactos.

En el primer grupo, el contraste se modifica si la magnetización se prepara mediante uno o varios impulsos complementarios; dentro de este grupo encontramos cuatro subgrupos:

El que utiliza una preparación de la magnetización con un impulso de inversión, en el que encontramos denominaciones de secuencias como MP-GRE, IR, FLAIR o STIR.

El que utiliza una preparación por saturación selectiva de la grasa, en el que encontramos denominaciones de secuencias como FAT SAT o SPIR.

El que utiliza la preparación por saturación selectiva de los protones ligados, en el que encontramos denominaciones de secuencias como TRANSFERENCIA DE MAGNETIZACIÓN o MTC.

El que utiliza el fenómeno de desplazamiento químico para separar la señal del agua y de la grasa, en el que encontramos denominaciones de secuencias como DUAL, IP-OP o SINOP cuando recoge los dos ecos, o como WATER EXCITATION o PROSET cuando recoge únicamente la señal del agua.

No entraremos a describir en detalle estos subgrupos que modifican el contraste de la imagen ya que no es el propósito de este trabajo y, por tanto, dejaremos esto para textos especializados; sin embargo, sí daremos alguna noción más acerca de la opción de secuencia denominada STIR del primer subgrupo, ya que ésta en concreto, sí es objeto de estudio en nuestro trabajo por ser muy utilizada y de gran utilidad en el sistema musculoesquelético en general (GILI, 1993; COUSEMENT, 2000) y en el sistema musculoesquelético de los equinos en particular (DYSON y col., 2003, 2003b y 2004; MURRAY y col., 2003; GUTIÉRREZ-NIBEYRO y col., 2009).

La secuencia STIR, como todas las del primer subgrupo, prepara la magnetización mediante un impulso de inversión de 180° , del vector de magnetización del elemento de volumen, antes de iniciarse la secuencia propiamente dicha; transcurrido un tiempo después de este impulso de inversión, se emite un segundo impulso, que sería el primero de la secuencia propiamente dicha y que se denomina usualmente impulso α° (siendo α° el valor en que se modifica el ángulo del vector de magnetización del elemento de volumen con ese segundo impulso). El tiempo

transcurrido entre el impulso de inversión y el segundo impulso de radiofrecuencia es un parámetro especialmente importante en este tipo de secuencia y se denomina **tiempo de inversión**, representándose por las siglas **TI**. Los vectores del momento magnético de los núcleos H^+ asociados a los diferentes tejidos, tras recibir el primer impulso de inversión, cruzan, en la relajación de ese primer impulso, el plano transversal en diferentes instantes; por lo que, según en que instante apliquemos el segundo impulso de radiofrecuencia o impulso α^0 , conseguiremos que, en el momento de lectura, la señal de uno u otro tejido se anule. La aplicación de todo este proceso a la familia SE es lo que da lugar a la secuencia conocida como inversión-recuperación o *inversion-recovery*, que se conoce con las siglas IR. Cuando ésta se utiliza con un TI lo suficientemente corto, se consigue la supresión de la señal grasa en el momento de la lectura, lo que da lugar a una secuencia concreta conocida como *Short Time Inversion Recovery*, más comúnmente conocida por las siglas STIR (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000). En la secuencia de pulsos STIR, según MARTÍ-BONMATÍ y CELDA (1991), el contraste DP, T1 y T2 es aditivo; el contraste T2 aumenta al aumentar el TE (con unos TE relativamente cortos, aproximadamente de 45ms). Con la secuencia STIR la intensidad de la grasa está parcialmente suprimida, y según GILI (1993), si realizamos la lectura en un tiempo corto (es decir, TE disminuido, dentro de estos valores ya relativamente cortos) manteniendo los restantes parámetros, obtendremos una imagen potenciada en T1 en la que la grasa aparecerá en la parte negra de la escala; para KONAR Y LANG (2011), esta secuencia de pulsos consigue una robusta supresión de la señal grasa con una alta sensibilidad para el fluido y los procesos patológicos, además, al ser una secuencia del tipo inversión-recuperación, da lugar a un bajo ratio señal/ruido pero el ratio contraste/ruido es excelente y, si se le añade la opción *Fast*, la que describiremos brevemente en el párrafo siguiente, la señal y el contraste pueden mejorarse. De modo sencillo, diremos que esta estrategia consigue anular la señal de uno u otro tejido en función, entre otras cosas, del TI que apliquemos; esto, en el caso de la secuencia STIR, es tremendamente útil para el estudio del sistema musculoesquelético (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000; HELMS y col., 2011) y, por ende, para el estudio de los procesos patológicos más frecuentes de los equinos (DYSON y col., 2003, 2003b y 2004; MURRAY y col., 2003; GUTIERREZ-NIBEYRO y col., 2009).

En el segundo grupo de opciones, en las que se intenta aumentar la rapidez de las secuencias, la opción “tren de eco”, conocido normalmente por sus siglas en inglés ET

(*echo train*), se convirtió enseguida en la más utilizada; en ésta, el impulso inicial va seguido de un tren de impulsos de nueva puesta en fase a 180° y, por lo tanto, se obtiene un tren de impulsos. Cada eco se obtiene con un gradiente de codificación de fase diferente y, por tanto, el tiempo de adquisición disminuye en un factor variable según el número de ecos recogidos; este factor se denomina con las siglas ETL (*echo train length*) o “factor de eco”. Esta opción de secuencia la podemos encontrar en la bibliografía con los nombres de eco de espín rápido (RSE), *fast spin echo* (FSE) o *turbo spin echo* (TSE) (COUSSEMENT, 2000). Su gran ventaja es que puede conservarse la potenciación en T2 casi idéntica a la de la secuencia SE clásica con secuencias cuatro veces más rápidas; sin embargo, como inconveniente, tenemos que la señal de la grasa está un poco reforzada (COUSSEMENT, 2000; HELMS y col., 2011). No en vano, debido a este inconveniente, hay autores que defienden que, en determinados procesos patológicos de la médula ósea humana, la secuencia SE con opción *Fast* en la potenciación T2 supone una disminución de la calidad diagnóstica de las imágenes obtenidas con respecto a la secuencia SE clásica; además, esta misma opción, utilizada en la secuencia SE potenciada en DP, genera otros problemas como la aparición de imágenes borrosas en los márgenes de los tejidos, con lo que se complican determinados diagnósticos como el del desgarro de menisco en el ser humano (HELMS y col., 2011).

Existen y se utilizan, en mayor o menor medida, otras opciones y estrategias para reducir el tiempo; como la recogida de un semiplano de Fourier o recogida de eco parcial, en la que se recogen un poco más de la mitad de los datos del espacio K, la adquisición de un porcentaje concreto del espacio K, la utilización de un FOV rectangular conservando el tamaño de los vóxeles, la restauración rápida de la magnetización utilizando impulsos de radiofrecuencia apropiados en una obtención de imágenes potenciadas en T2, o técnicas de adquisición, llamadas en paralelo, mediante una red de antenas en la que varios receptores recogen la señal en paralelo al sentido de la fase, con lo que se recogen al mismo tiempo señales procedentes de vóxeles diferentes. En general, casi todas estas técnicas tienen como inconveniente el hecho de que reducen algo el cociente señal/ruido (concepto muy importante que trataremos más adelante en este mismo punto, dentro del apartado de los artefactos), sin embargo, lo compensan debido a la reducción de tiempo que consiguen; no obstante, no vamos a detenernos en ellas por ser de una complejidad que escapa al objeto de nuestro trabajo y

por que, en general, muchos de estos artificios se incorporan, ya desde hace tiempo, de ordinario en las programaciones de los equipos, con lo que muchas veces las aplicamos sin darnos cuenta (COUSSEMENT, 2000).

El tercer grupo de opciones son aquellas que se utilizan para disminuir los artefactos y, si por algo se ha caracterizado la IRM desde sus comienzos, es por la alta frecuencia y la gran variedad de artefactos que se dan en ella; por tanto, dado que los artefactos son lo suficientemente importantes y frecuentes en IRM, haremos una pequeña descripción de los mismos de acuerdo con VILAR (1991) antes de considerar las opciones de las secuencias que mitigan algunos de ellos:

Artefacto por volumen parcial: Se presenta cuando, en el grosor de corte, se incluyen varias estructuras distintas, la imagen resultante será la suma de las diferentes intensidades de señal de esas estructuras.

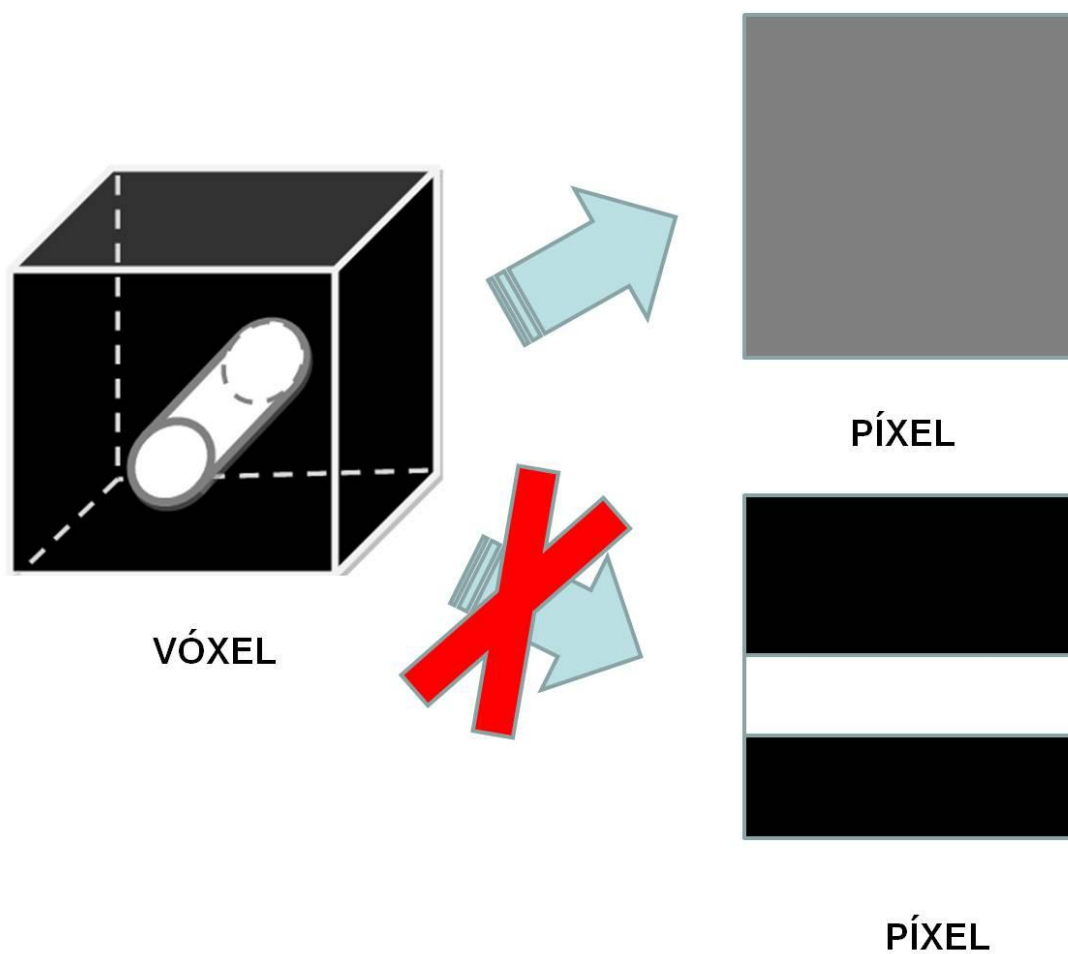


Figura 41. Representación esquemática de la transformación del vóxel en píxel, en la que se expone de forma sencilla cómo, cuando hay dos estructuras de IS diferente dentro del mismo vóxel, el píxel resultante tiene un tono de gris promedio y no discrimina dichas estructuras.

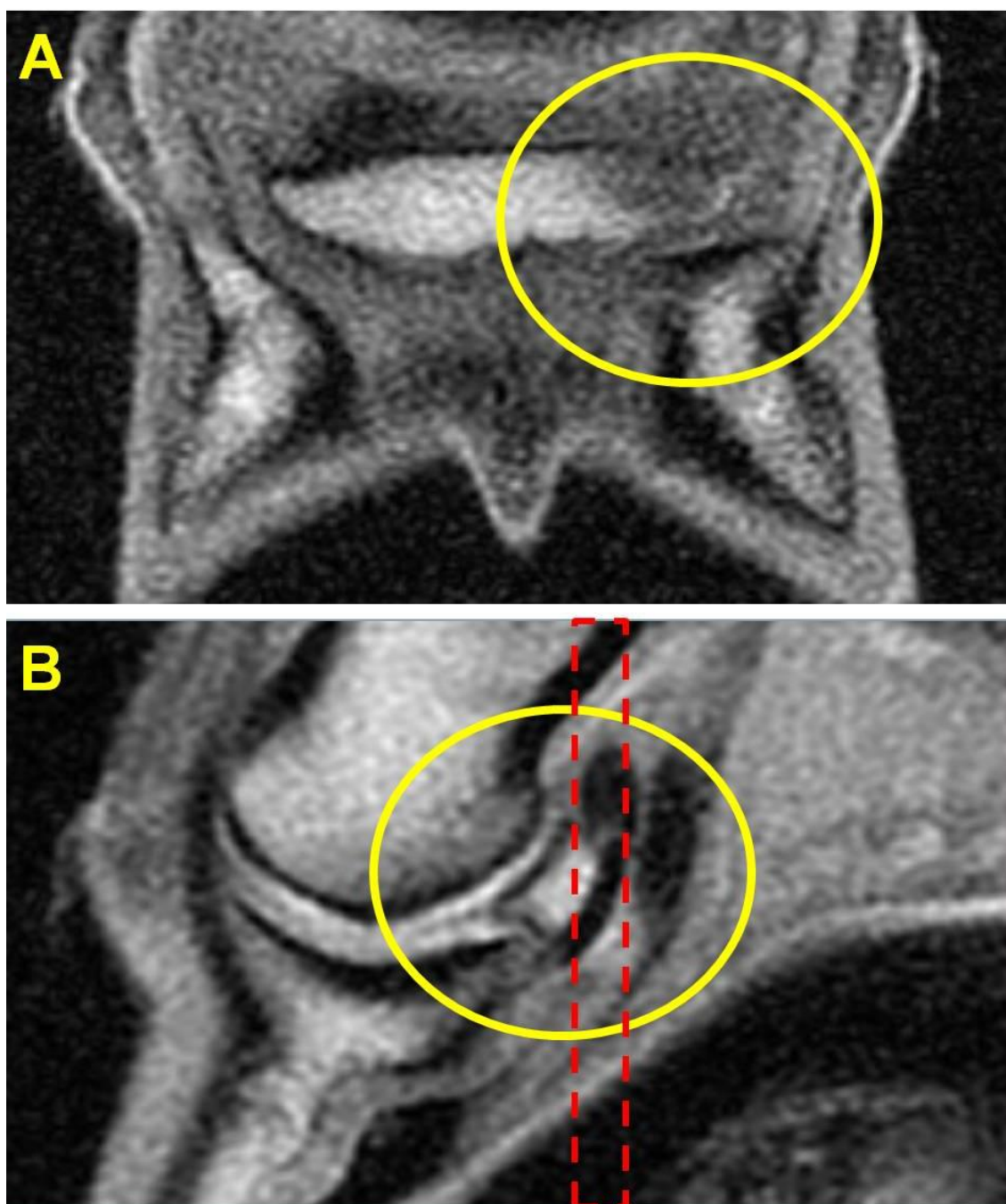


Figura 42. Imágenes originales del autor. En la imagen A, potenciada en T1 SE, podemos observar un corte coronal del casco de un caballo adulto, a nivel del hueso navicular, en que a la derecha de la imagen del mismo se aprecia, dentro de un círculo amarillo, una zona oscurecida que podría representar un hallazgo real, pero que es un artefacto de volumen parcial, en el que los mismos vóxeles incluyen tanto tejido de la médula ósea del navicular como hueso subcondral y fibrocartílago de la superficie flexora del mismo. En la imagen B podemos observar un corte sagital del mismo casco, potenciado en T1 SE, también rodeado con un círculo amarillo a nivel del lugar que ocuparía el artefacto de la imagen A, y con el grosor y posición del corte señalado con un rectángulo rojo discontinuo; podemos observar cómo en el grosor de dicho corte se incluye, a ese nivel, parte de la médula ósea, el hueso subcondral y el fibrocartílago de la superficie flexora.

Artefacto por movimiento: El movimiento es el gran enemigo de las imágenes mediante RM, ya que se trata de estudios largos (generalmente de minutos). Los artefactos que se generan como consecuencia del movimiento aparecen en la dirección de codificación de fase; si el movimiento es armónico surgen imágenes fantasma, espaciadas regularmente, en función de la frecuencia del movimiento, el número de medidas promediadas y el tiempo de repetición (TR) usado. La intensidad de señal depende de la amplitud del movimiento y de la fuente. COUSSEMENT (2000) añade que movimientos involuntarios del paciente, tales como la respiración, los latidos del corazón, movimientos oculares, movimientos de deglución e incluso los debidos al flujo sanguíneo (GILI (1993) considera a este último tipo de forma particular como veremos más adelante), son visibles en forma de imágenes fantasma o de estelas en la imagen, únicamente en la dirección de la codificación de fase. Estos artefactos son fáciles de explicar dado que una estructura cualquiera se codifica en dos lugares distintos cuando se ha movido.

Artefacto por desplazamiento químico: Aparece como una banda hiperintensa y otra hipointensa en las interfases agua-grasa y se debe a la discreta diferencia de frecuencia de precesión del hidrógeno ligado al agua o a la grasa (-OH y -CH₂). Esta diferencia hace que, al reconstruir la imagen, el ordenador sitúe erróneamente en posiciones ligeramente distintas un hidrógeno y otro, sumando o restando sus intensidades de señal (bandas blanca o negra). Como es un artefacto relacionado con la frecuencia de precesión, se produce precisamente en la dirección de codificación de frecuencia. El artefacto por desplazamiento químico aumenta con:

Campos magnéticos más intensos.

Gradientes menos intensos.

Técnicas que utilizan secuencias de pulsos de la familia GRE.

Técnicas potenciadas en T2.

Según COUSSEMENT (2000) este artefacto llega a ser molesto en campos magnéticos superiores a 1 Tesla.

Artefacto por envolvimiento: Éste consiste en la superposición de un extremo del objeto en el extremo opuesto de la imagen, y ocurre cuando el diámetro del objeto es

mayor que el campo estudiado (FOV) al obtenerse información redundante externa; se produce en la dirección de codificación de fase (imagen A de la Figura 46). COUSSEMENT (2000) lo denomina de “repliegue o *aliasing*”.

Artefactos ferromagnéticos: Hay cuatro tipos de materiales según su susceptibilidad magnética: (1) los materiales diamagnéticos, los cuales poseen una susceptibilidad muy débil, como son la mayor parte de los tejidos corporales, (2) los paramagnéticos que tienen una susceptibilidad ligeramente mayor que los anteriores y producen un campo magnético lineal orientado en la misma dirección que el campo magnético principal, tales como el gadolinio y ciertos productos de la degradación de la hemoglobina, (3) los superparamagnéticos que poseen una susceptibilidad que se sitúa entre la de los materiales paramagnéticos y la de los ferromagnéticos, en los que encontramos algunos que incluyen partículas de óxido de hierro utilizados como agentes de contraste en RM, y (4) los ferromagnéticos que se magnetizan fuertemente y experimentan una gran fuerza cuando son colocados en un campo magnético externo, como son las aleaciones metálicas que contienen hierro, níquel o cobalto (HELMS y col., 2011). Los artefactos ferromagnéticos producen una distorsión espacial de la imagen y una pérdida de señal, al modificar el campo magnético; ocasionalmente, asocian áreas periféricas hiperintensas que los identifican como artefactos. La técnica GRE es muy sensible a estos artefactos, que pueden producirse por objetos metálicos externos o internos. COUSSEMENT (2000) añade que todo objeto metálico origina un vacío de señal y una deformación de la imagen a su alrededor; esta perturbación es mucho más importante en secuencias de la familia GRE que en secuencias de la familia SE. La importancia de los artefactos ferromagnéticos es muy variable y depende de su incidencia y del tipo de secuencia. HELMS y col. (2011) incluyen este tipo de artefactos dentro de un grupo más amplio denominado “artefactos de susceptibilidad magnética”, del cual hablaremos, como tal, un poco más adelante; no obstante, estos autores afirman que, cuando este artefacto de susceptibilidad magnética está causado por cualquier metal, ferroso o no, puede dar lugar a distorsiones del campo magnético que aparecen como alteraciones geométricas de la imagen, especialmente en los límites del objeto, pérdida abrupta o progresiva de señal en el área de éste y áreas de alta intensidad de señal claramente definidas adyacentes al mismo (Figura 43); además, la severidad de este artefacto es dependiente de la fuerza del campo magnético principal, la

composición y geometría del objeto metálico, la posición de dicho objeto en relación al mencionado campo magnético principal y de varios parámetros de obtención de imagen.

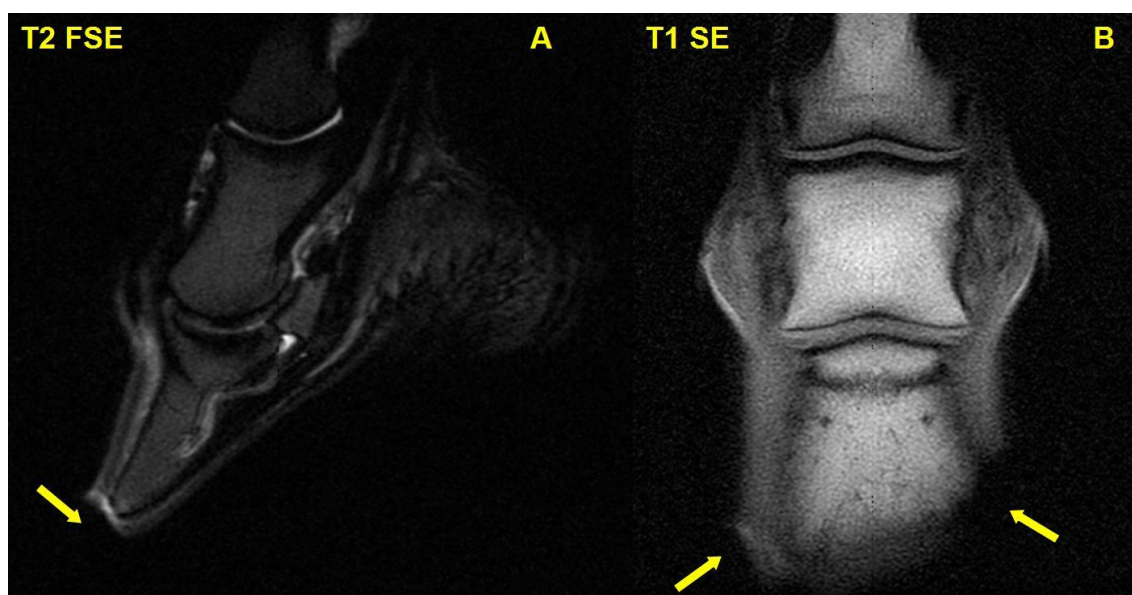


Figura 43. Imágenes originales del autor en las que se pueden observar varios artefactos de susceptibilidad ferromagnética, debidos a restos metálicos de los clavos de herrar: en la imagen A, podemos observar un corte sagital del casco de un equino adulto, potenciado en T2 FSE, en el que señalamos mediante una flecha amarilla la zona de ausencia de señal, en la zona dorsal del borde solear, que, además, se encuentra delimitada proximalmente por una línea hiperintensa que, en ocasiones, aparece en este tipo de artefactos (HELMS y col., 2011); en la imagen B, podemos observar un corte coronal del casco del mismo animal, potenciado en T1 SE, en el que señalamos, también con flechas amarillas, dos zonas abruptas de ausencia de señal en las regiones de los hombros, características de este tipo de artefactos (HELMS y col., 2011).

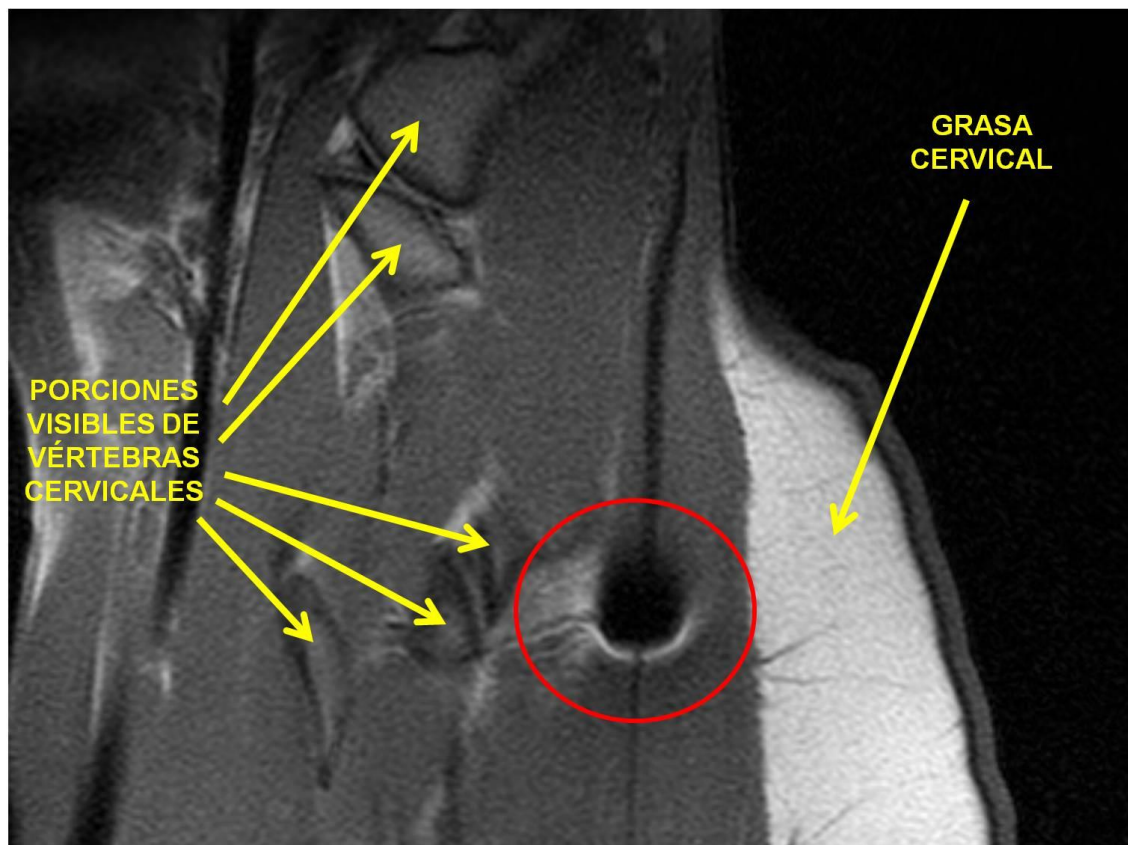


Figura 44. Imagen original del autor. Podemos observar un corte sagital, potenciado en T1 SE, a nivel de las apófisis transversas izquierdas de las primeras vértebras cervicales de un equino adulto; rodeada con un círculo de color rojo, aparece un área en la que se visualiza una imagen típica de artefacto ferromagnético, en este caso debido a la presencia de un transpondedor electromagnético utilizado con fines de identificación animal.

Artefacto por heterogeneidad de campo: Se produce porque mínimas heterogeneidades del campo magnético externo pueden causar un error en la información espacial, ya que cada píxel está definido por una frecuencia exacta de precesión. Las causas principales son un campo magnético principal heterogeneo, una homogeneización incorrecta y la presencia de materiales ferromagnéticos y diamagnéticos en el interior del imán.

Artefactos de Gibbs: Estos artefactos aparecen como bandas de aumento y disminución de la intensidad de la señal, paralelas a las interfases que hay entre tejidos que generan intensidades de señal muy distintas; están situadas en la dirección de fase y se deben a un error en la lectura de la señal por la adquisición de un número insuficiente de datos. COUSSEMENT (2000) lo llama de truncamiento, y afirma que se debe a que la transformada de Fourier se ve “truncada” por el número limitado de codificación

utilizado. Según este autor, este artefacto es más frecuente en la dirección de la codificación de fase, y su visibilidad puede disminuirse si se aumenta la matriz en ese sentido. Este artefacto es frecuente en la zona de contacto entre la grasa y el hueso y, por eso, ha de tenerse muy en cuenta en la exploración del sistema musculoesquelético; además, para KONAR y LANG (2011), este artefacto se observa con mayor frecuencia en las imágenes obtenidas con equipos de bajo campo magnético debido a que, para reducir el tiempo de adquisición, en este tipo de equipos, una opción muy extendida es la de utilizar un número menor de pasos de codificación de fase.

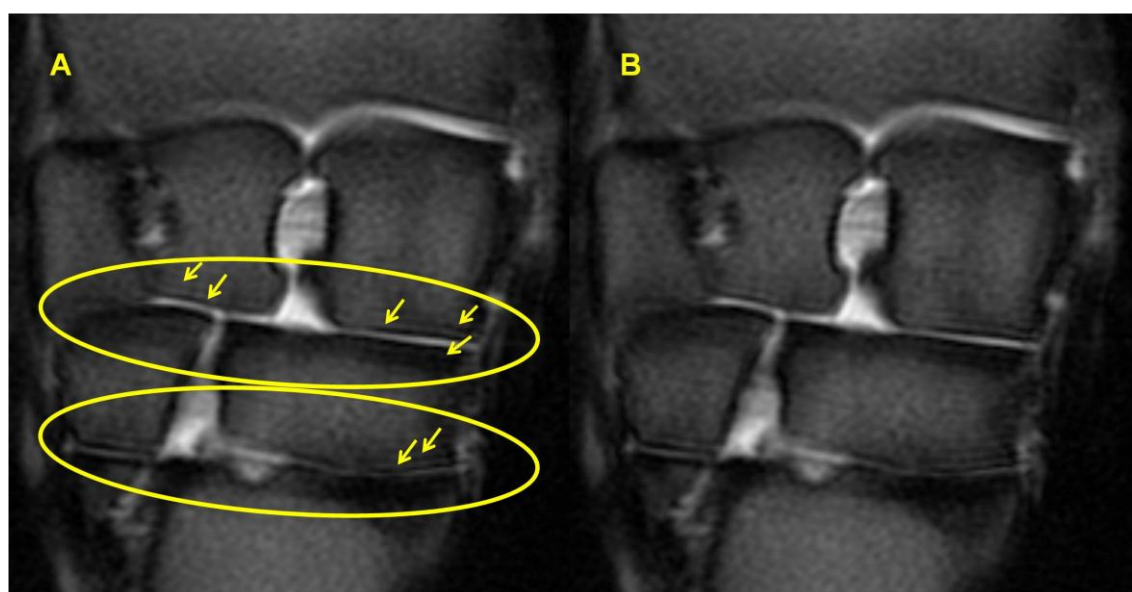


Figura 45. Imágenes originales del autor de un corte coronal del carpo de un caballo adulto, obtenida mediante un equipo de 0,2 Teslas y potenciada en T2* GRE, en las que se pueden observar las líneas paralelas a la interfase entre el líquido sinovial y la banda conjunta de cartílago y hueso subcondral; se visualizan líneas de aumento y disminución de intensidad de señal que se disponen en la dirección de codificación de fase: en la imagen A las zonas de artefacto se encuentran rodeadas por dos óvalos de color amarillo y se señalan las líneas de aumento de intensidad de señal con flechas amarillas; la imagen B es idéntica a la imagen A, pero sin ninguna línea superpuesta para poder visualizar el artefacto sin estas interferencias.

Artefacto de cancelación de fase: puede aparecer en las secuencias de la familia GRE, y está relacionado con el desplazamiento químico producido por la distinta frecuencia de resonancia del agua y la grasa; esto hace que sus protones estén en fase cuando el TE es 14, y fuera de fase con unos TE múltiplos impares de 7 (para 0.5T). Este efecto, más acentuado por la ausencia de pulso de refase de 180°, se evidencia como una banda oscura que bordea las interfases agua-grasa.

GILI (1993) añade, además:

Artefacto de susceptibilidad magnética: La susceptibilidad magnética define las relaciones entre la magnetización de un material y el campo magnético externo aplicado; es decir, la interacción entre el material y la fuerza del campo magnético y las influencias en la homogeneidad y la apariencia del material en las imágenes de RM. Tal y como se ha descrito en el apartado que hace referencia a los artefactos ferromagnéticos, hay cuatro tipos de materiales según su susceptibilidad magnética: los materiales diamagnéticos, los paramagnéticos, los superparamagnéticos y los ferromagnéticos (HELMS y col., 2011). En una interfase entre tejidos con diferente susceptibilidad magnética según COUSSEMENT (2000) tejidos con densidades de protones cuyas propiedades magnéticas son muy diferentes) se produce una heterogeneidad en el campo magnético percibido por los núcleos, lo que influye sobre el valor resultante de la relajación global de los vóxeles involucrados, implicando un artefacto conocido como “artefacto de susceptibilidad magnética”; que se traduce, según COUSSEMENT (2000), en una falta de señal asociada a la falta de homogeneidad en ese lugar. Las estructuras con muchas microinterfaces, como las trabeculaciones dentro del hueso esponjoso con médula grasa, implican que, por el efecto de las variaciones magnéticas debidas a los microcambios de susceptibilidad, la señal en imágenes T2*, obtenidas mediante secuencias GRE que no corrigen los efectos de la heterogeneidad magnética, sea siempre hipointensa en relación a las imágenes T2; las secuencias SE corrigen estas heterogeneidades y no son influenciadas por los problemas de susceptibilidad magnética, aunque, según COUSSEMENT (2000), en las secuencias SE, no es que no se dé este artefacto, sino que es moderado con motivo del retorno de fase de los espines. HELMS y col. (2011) define la susceptibilidad como el grado en que un tejido distorsiona el campo magnético a su alrededor, y según este autor, algunos materiales como el material quirúrgico implantado, los fragmentos de metal o la hemoglobina con hierro en las zonas de hemorragia, tienen una gran susceptibilidad y tienden a crear los artefactos de pérdida de señal en las imágenes de RM. Las secuencias de la familia GRE tienden a acentuar esos artefactos, mientras que las secuencias de la familia SE con la opción *Fast* (FSE) tienden a reducirlos.

Artefactos de ganancia: En una obtención de imágenes multiplanares, la intensidad de la señal variará de un plano a otro. Por lo general, la calibración del parámetro “ganancia de señal” se ajusta a los valores del plano medio, lo que da origen

a los artefactos generalmente por exceso de ganancia tan sólo en alguno de los planos; por ejemplo, en aquellos que tienen demasiada grasa en una imagen potenciada en T1 y generan una señal muy superior a la del plano con el que se ha calibrado el receptor.

Artefacto de flujo: En las imágenes tomográficas, hay que considerar los núcleos de H^+ en movimiento. Dependiendo múltiples factores como la velocidad, el régimen de circulación, el espesor del corte tomográfico, la incidencia sobre el plano, la secuencia utilizada, etc., la señal que obtenemos de los H^+ en movimiento puede variar desde el negro hasta el blanco. En la luz de un vaso sanguíneo, los núcleos excitados durante el pulso inicial pueden ser trasladados fuera del vóxel en función de las características hemodinámicas de la circulación, siendo sustituidos por otros núcleos cuyas condiciones de excitación dependen de multitud de factores. El desfase debido al movimiento origina el artefacto de flujo como consecuencia en la diferencia de fase, y aparecerá en la imagen en la dirección de codificación de fase; por eso, hay que conocer la imagen normal de la luz de los vasos en función, básicamente, de la secuencia utilizada, para poder interpretar las imágenes adecuadamente. En SE la imagen de los vasos aparece normalmente en negro por “ausencia de señal”. Según COUSSEMENT (2000), un flujo rápido superior a 15cm/s no genera ninguna señal, mientras que un flujo lento dará lugar a una señal cuya intensidad dependerá de la velocidad, la aceleración y de la entrada y la salida en el plano de corte.

Artefacto de doblamiento: En este caso, se da un doblamiento de la imagen en la dirección de la frecuencia y ocurre cuando un objeto se extiende más allá del FOV en la dirección de codificación de frecuencia. El artefacto que aparece es debido a que partes de la anatomía que se encuentran fuera del FOV son trasladadas al interior del mismo (imagen B de la Figura 46).

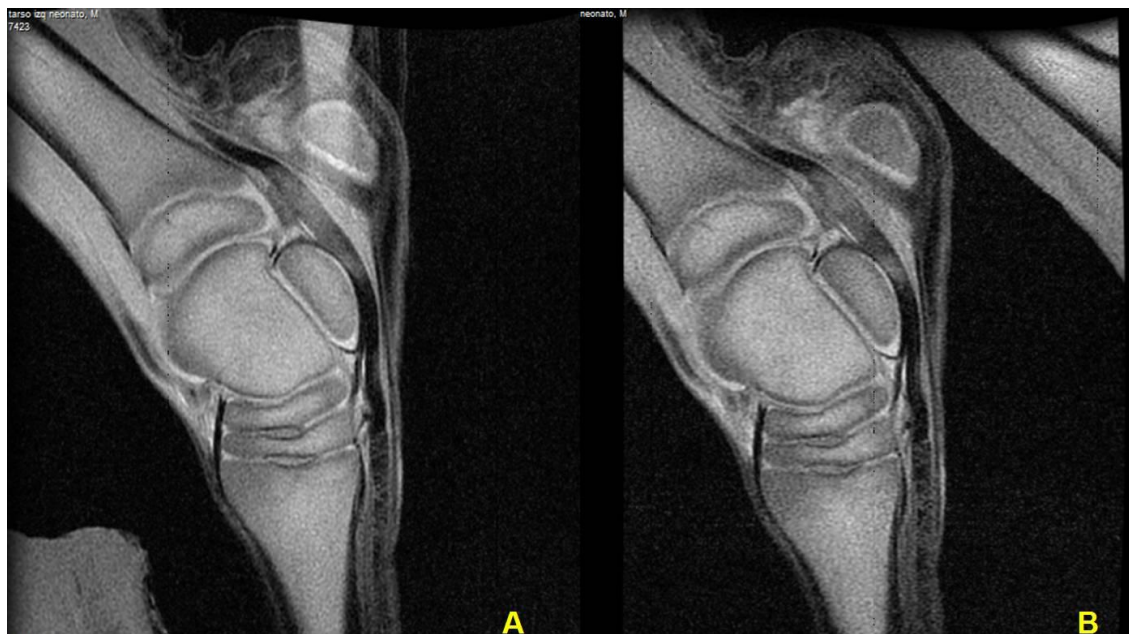


Figura 46. Imágenes originales del autor. Ejemplos de artefactos de doblamiento y envolvimiento en imágenes potenciadas en T1 SE, obtenidas a partir de cortes sagitales, programados sobre la zona del tarso de una extremidad de un neonato sin lesión asociada: en la imagen A, se observa un artefacto de envolvimiento en la dirección de codificación de fase, de manera que el extremo proximal, que se sitúa fuera del FOV, se traslada a la parte distal de la imagen y viceversa, habiendo incluso una superposición anatómica en la parte proximal; en la imagen B, se puede observar un artefacto de doblamiento en la dirección de codificación de frecuencia, de manera que es la parte de la estructura anatómica que sale fuera del FOV en dirección craneal la que aparece en el lado derecho de la imagen.

Artefacto de ángulo mágico: En la IRM, el ángulo mágico se define como la situación donde la interacción bipolar entre dos núcleos se vuelve cero. La interacción bipolar se expresa como $(3\cos^2\theta-1)$, donde θ es el ángulo entre el campo magnético estático y el vector entre los dos núcleos cercanos. Cuando $(3\cos^2\theta-1) = 0$, la interacción bipolar desaparece; el ángulo θ en el que se satisface esta condición es 54.74° (comúnmente redondeado a 55°) y se denomina como “ángulo mágico”. Debido a que los valores T2 tienden a crecer aproximándose a los TE utilizados en las secuencias potenciadas en T1 y DP, en los tendones, los segmentos de éstos que presentan dicho ángulo dan lugar a mayor intensidad de señal. El ángulo mágico se ve, de hecho, afectado por el TE y podría evitarse cuando los valores de TE son elevados hasta exceder 30-37ms. Los efectos del ángulo mágico son mucho menos aparentes en las secuencias potenciadas en T2 (BUSONI y SNAPS, 2002), y según GILI (1993), en los tendones, las fibras colágenas presentan fenómenos de anisotropía, con lo que el

valor del T2 varía en función de su orientación respecto al campo magnético; el valor de T2 es máximo cuando la fibra se encuentra orientada a 55° con respecto a la dirección del campo magnético principal (ángulo mágico), con lo que, en secuencias con TE muy corto, puede recogerse alguna señal. Según SPRIET y col. (2007), el efecto de ángulo mágico es responsable de un incremento de la intensidad de señal en los ligamentos y tendones en secuencias de tiempo de eco corto (menores de 40ms en secuencias de la familia SE y de 70ms en las de la familia GRE, independientemente de la fuerza del campo magnético principal) y en orientaciones específicas de los ligamentos relativas al vector del campo magnético principal; según estos autores, la disminución del ángulo *flip* en las secuencias del tipo GRE también disminuye este artefacto, pero disminuyendo este ángulo y aumentando el TE disminuirá el ratio señal-ruido. Realmente, éste es un concepto tridimensional; el ángulo mágico se produce circunferencialmente alrededor del eje central del imán, es decir, de la dirección del vector del campo magnético principal; esto crea dos conos virtuales en direcciones opuestas, de manera que cualquier fibra que está alineada a lo largo de los márgenes de dichos conos es susceptible de sufrir el efecto del ángulo mágico (Figura 47). Cuando generamos una imagen de RM, este concepto tridimensional se transforma en uno bidimensional, en el que una línea vertical representa el eje central del campo magnético; esta línea, en su mitad superior representa a su vez el ángulo 0° y en su mitad inferior el ángulo 180° ; así, los valores en torno a los que el ángulo mágico será máximo serán 55° , 125° , 235° y 305° (WERPY y col., 2010) (Figura 48). WERP Y col. (2010) señalan, en la introducción de su trabajo, que el artefacto de ángulo mágico no sólo se produce en secuencias con un bajo TE, tales como las convencionales SE utilizadas para obtener potenciaciones en DP o T1, sino que también aparece en aquellas con un TE moderado, tales como la convencional GRE para la obtención de la potenciación T2* o la secuencia STIR; BUSONI y SNAPS (2002) habían afirmado previamente que este artefacto aparecía en las secuencias de la familia GRE, en las que valores bajos de TE y altos de ángulo *flip* lo exacerbaban; basándose en todo esto, WERP Y col. (2010) defienden que el efecto de ángulo mágico puede ser reconocido mediante la comparación de la señal que emite, por ejemplo, un tendón o un ligamento, en una imagen obtenida con un TE corto, con la imagen de la misma estructura obtenida mediante una secuencia con un TE largo, como por ejemplo la potenciación T2 mediante la secuencia SE con la opción “Fast” (T2 FSE) (Figura 49), lo que viene a apoyar la afirmación de BUSONI y SNAPS (2002) que, como ya adelantamos antes,

señalan que los efectos del ángulo mágico son mucho menos aparentes en las secuencias potenciadas en T2. Este artefacto es especialmente relevante en el estudio de la porción distal de la extremidad equina, como veremos más adelante a lo largo de este trabajo.

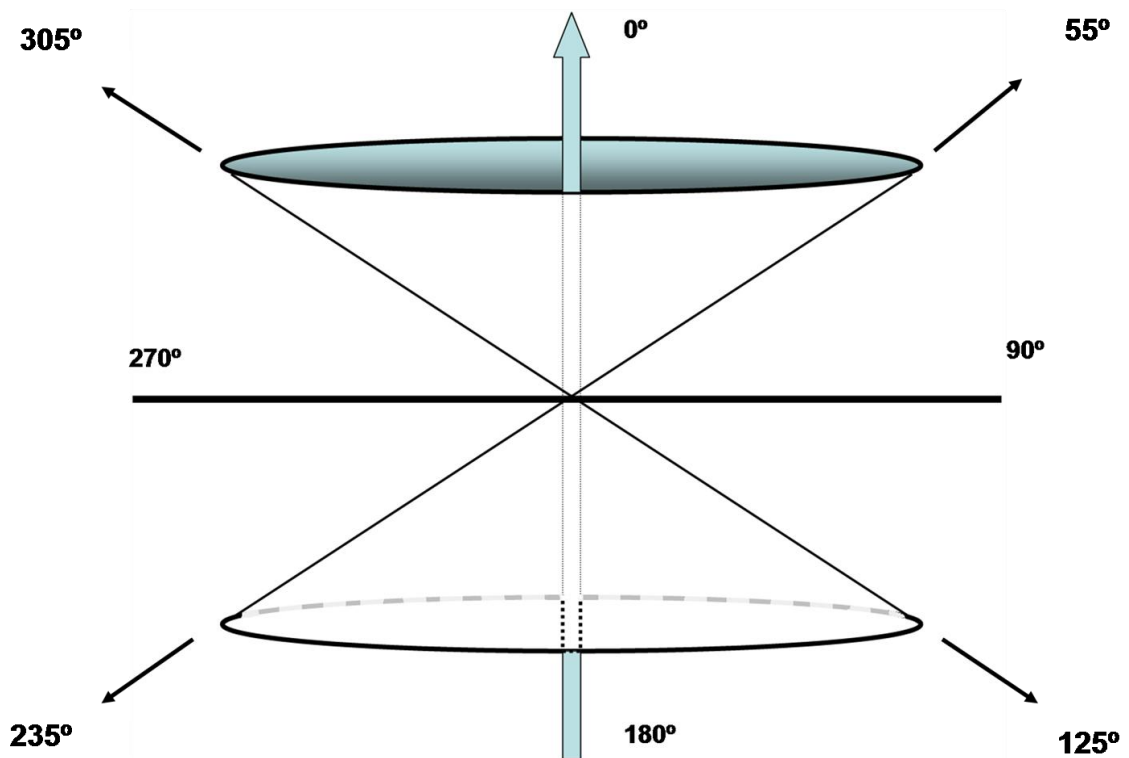


Figura 47. El ángulo mágico se produciría circunferencialmente alrededor del eje central del imán, es decir, de la dirección del vector del campo magnético principal. Esto crea, en el espacio tridimensional, dos conos virtuales en direcciones opuestas que se intentan representar en este esquema alrededor de la parte superior e inferior de la flecha central que, a su vez, representaría el vector del campo magnético principal.

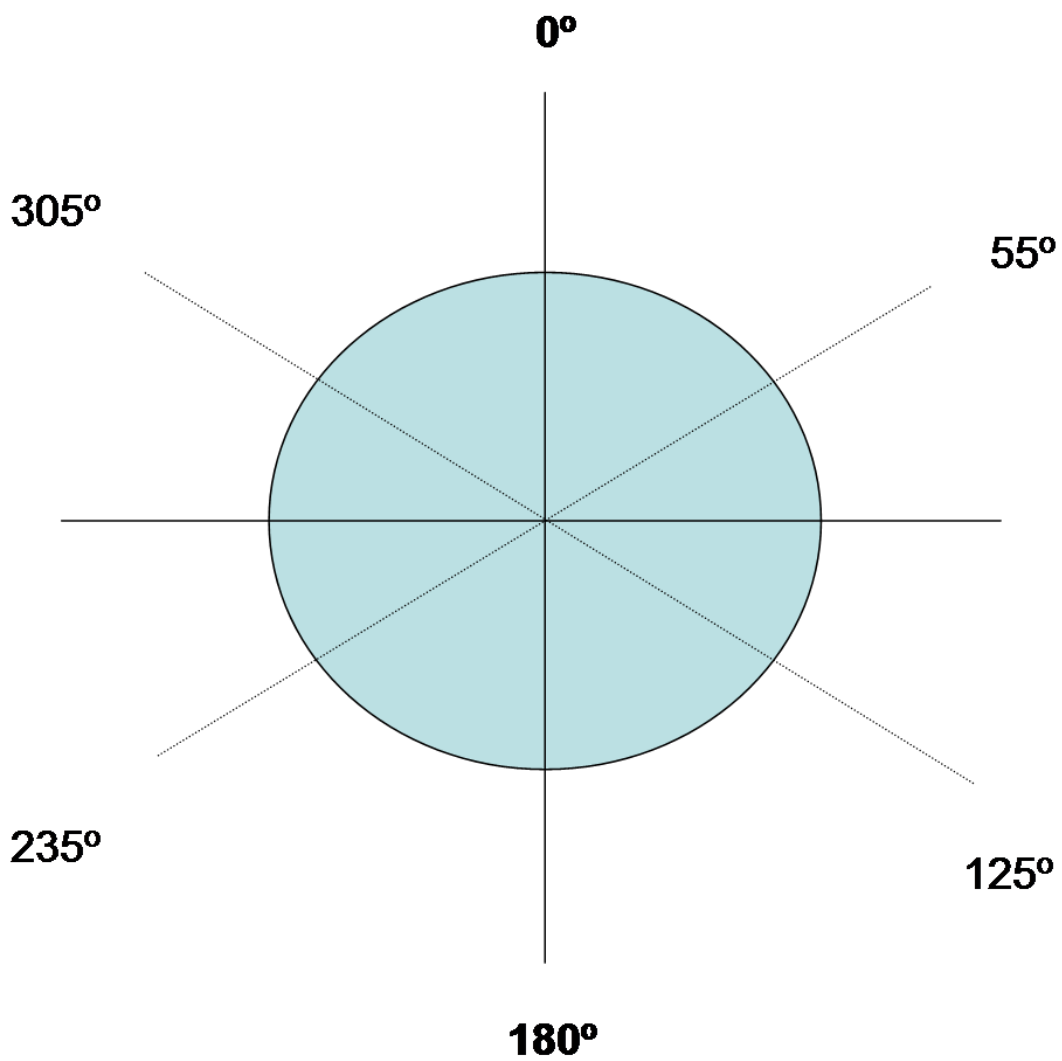


Figura 48. Representación esquemática bidimensional de los cuatro valores angulares en los que el efecto de ángulo mágico sería máximo.

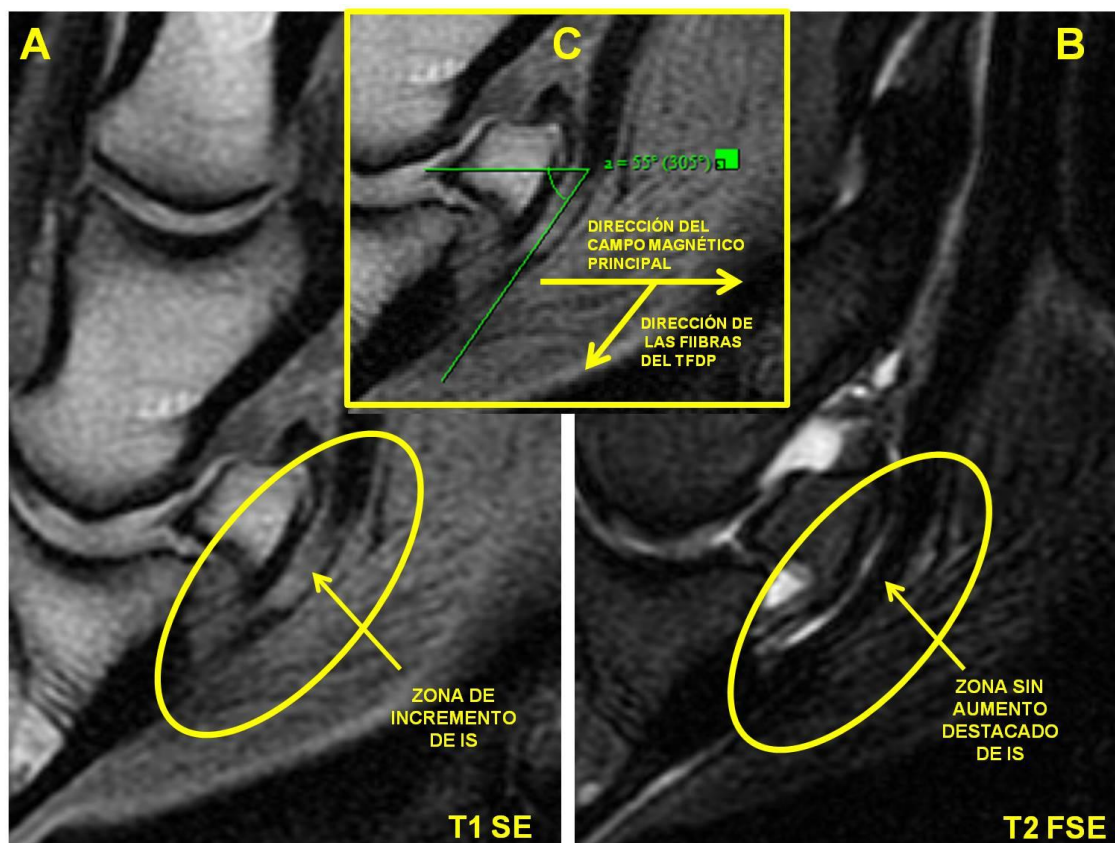


Figura 49. Imágenes originales del autor. En esta figura podemos observar tres imágenes procedentes del mismo corte sagital del casco de un caballo adulto sin lesión: en la imagen A, potenciada en T1 SE, se señala mediante una flecha amarilla, dentro de un óvalo del mismo color, una zona de incremento de IS en el TFDP a su paso por la cara flexora del hueso navicular; en la imagen B, potenciada en T2 FSE, se señala esta misma zona en la que no aparece dicho incremento de IS; en la imagen C se ofrece un detalle de la imagen A, en el que se representa esquemáticamente el vector del campo magnético principal en relación con la dirección de las fibras del TFDP a ese nivel, mediante dos vectores amarillos; a su vez, en color verde, se representa el cálculo del ángulo que forman estos dos vectores, obtenido mediante la herramienta “Angle” del programa Osiris 4.19®.

Es evidente que todos los artefactos que hemos descrito se intentan eliminar o mitigar en la medida de lo posible de una u otra manera, aunque algunos de ellos se han aprovechado para obtener imágenes con características particulares ventajosas en algún campo de la investigación o el diagnóstico; no obstante, los modos de eliminar o mitigar los distintos artefactos son muy diferentes dependiendo de cual sea su causa; algunos de ellos se pueden disminuir mediante las siguientes opciones de secuencias de pulsos concretas, descritas por COUSSEMENT (2000), que expondremos a continuación:

Los artefactos por movimientos se pueden combatir mediante una serie de medios tales como las opciones que permiten la sincronización cardíaca y respiratoria; rehaciendo la secuencia con inversión de los gradientes de fase y de frecuencia, lo que desplaza el artefacto; utilizando las bandas de saturación previa, que consiste en saturar los protones situados fuera del volumen explorado pero que son susceptibles de entrar en él como flujo; compensando el flujo mediante una inversión de gradientes; utilizando una secuencia de supresión de las grasas cuando estas participen en la perturbación, e incluso, realizando secuencias en apnea, (posible mediante el uso de ventilación asistida con presión positiva intermitente en animales).

Los artefactos asociados a la susceptibilidad magnética pueden convertirse en una herramienta útil para la detección de hemorragias; así, en los hematomas, la desoxihemoglobina y la hemosiderina, productos de la degradación de la sangre, están muy magnetizados y provocan una falta de homogeneidad de campo con la consiguiente pérdida de señal que puede abarcar varios milímetros. En espín eco rápido (RSE, FSE o TSE), este aspecto resalta poco e incluso puede ser casi invisible si el depósito es mínimo; por el contrario, las secuencias de GRE potenciadas en T2 lo ponen de manifiesto con claridad.

El artefacto por envolvimiento, de repliegue o *aliasing* puede eliminarse mediante las opciones antirrepliegue como “*NO PHASE WRAP*” o “*PHASE OVERSAMPLING*”; también puede aumentarse el FOV o saturar las zonas exteriores al volumen de interés.

El ruido no ha sido encontrado, clasificado propiamente como tal artefacto, en los listados de los autores consultados en la bibliografía, (VILAR, 1991; GILI, 1993, COUSSEMENT, 2000; HECHT y col., 2011); sin embargo, la importancia del mismo en la calidad de las imágenes obtenidas es indiscutible (GUDBJARTOSSON y PATZ, 1995; LÓPEZ, 2006). El ruido, atendiendo al trabajo de LÓPEZ (2006), podemos definirlo como la señal parásita o interferencia que se genera en la antena receptora con motivo de la disipación de la energía en el sistema. El proceso de obtención de imagen mediante RM no se produce en un sistema ideal o perfecto, por este motivo siempre hay una cierta disipación de la energía. La señal inducida en la antena receptora originada a partir del proceso de resonancia de los tejidos, dividida por la señal parásita de disipación de la energía en el sistema, es lo que da lugar al cociente señal/ruido. Cuanto mayor sea este cociente, mayor será la calidad de la imagen y viceversa; hasta tal punto

que, este cociente, es el único parámetro que se utiliza para medir el desempeño de las antenas de RM. El ruido es proporcional a la resistencia efectiva, que depende del campo eléctrico generado en el proceso; esta resistencia, y por tanto el ruido, es efecto de muchos factores tales como la presencia del paciente, la electrónica del sistema, la autoinducción y la resistencia de la propia antena o, incluso, el hecho de acercarse mucho la antena al paciente con el uso de altas frecuencias, lo que puede generar corrientes parásitas imposibles de mensurar. El ruido, al final, tiene que ver con la potencia disipada por la resistencia eléctrica y, por eso, otra forma de expresar el cociente señal/ruido es mediante el cociente campo magnético/campo eléctrico (LÓPEZ, 2006). La magnitud del ruido en una imagen se estima frecuentemente a partir de la desviación estándar de la intensidad de señal del píxel en una región de la imagen que no debería emitir tal señal; aunque, según algunos autores, esto podría estar subestimando hasta un 60% el valor real de ese ruido y otros sistemas de cálculo podrían ser más adecuados (GUDBJARTOSSON y PATZ, 1995).

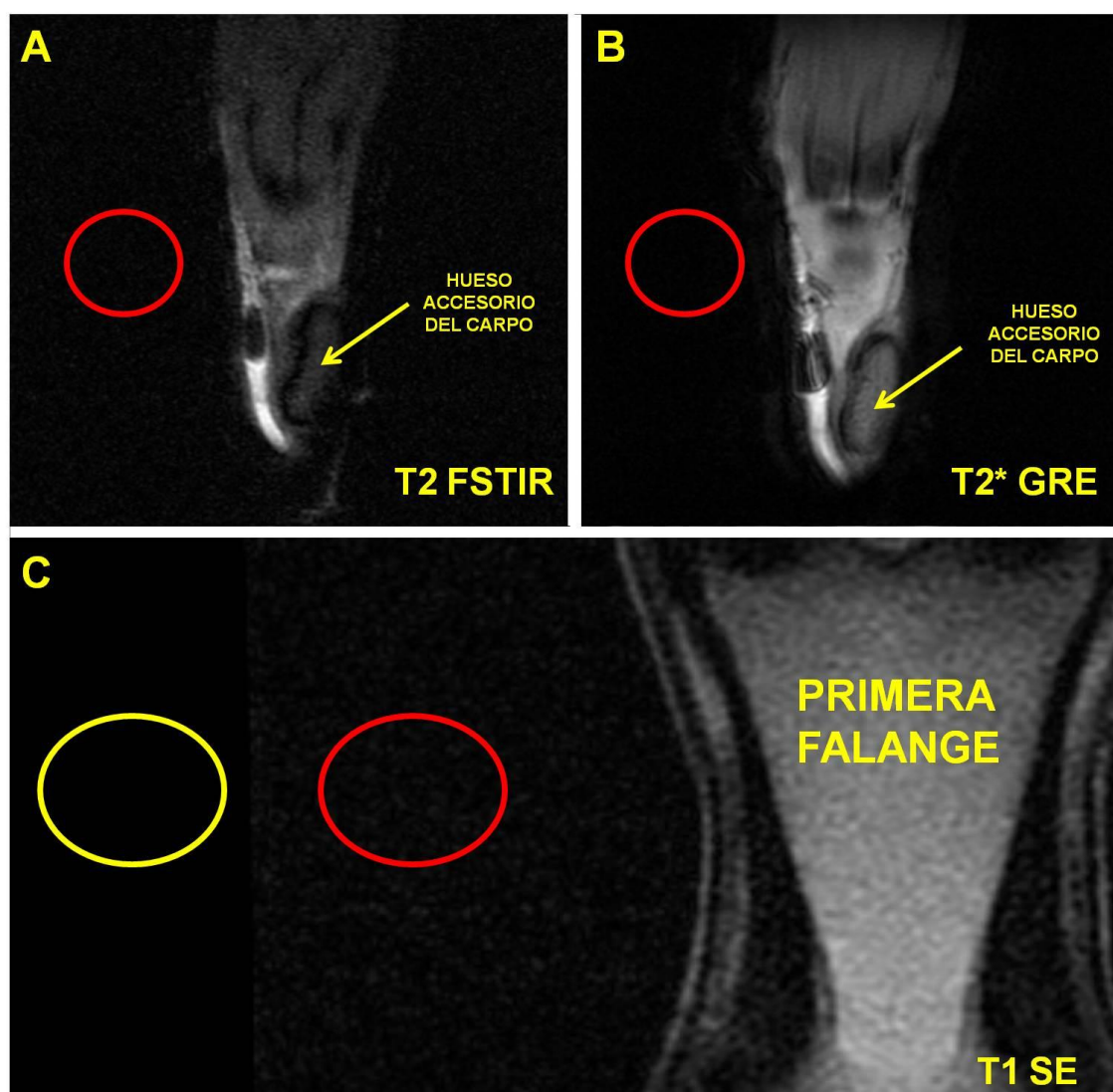


Figura 50. Imágenes originales del autor. En esta figura podemos observar tres imágenes coronales en cada una de las que se señala, mediante un círculo de color rojo, una pequeña área representativa de la zona en la que se puede observar la señal, más o menos intensa según la potenciación, originada en las zonas ocupadas por el aire como consecuencia de la aparición de señal parásita o ruido. Las imágenes A y B están potenciadas en T2 FSE y T2* GRE respectivamente, y proceden del mismo corte coronal de la parte caudal del carpo de un caballo adulto; podemos observar un mayor ruido en la imagen A que en la B. La imagen C corresponde a un corte coronal, potenciado en T1 SE, a la altura de la cuartilla de un caballo adulto y, en ella, además del ruido generado en la zona de aire, marcado mediante un círculo rojo, se señala con un círculo amarillo una zona periférica que, probablemente debido a los procedimientos de cálculo del equipo, carece de ruido.

3.2. HISTOLOGÍA E IMAGEN MEDIANTE RM DE LOS DIFERENTES TEJIDOS QUE COMPOENEN LA EXTREMIDAD EQUINA

Como ya hemos señalado en el apartado relativo a las bases fundamentales de la IRM, esta técnica nos proporciona información acerca de las características histoquímicas de los tejidos. Hay publicaciones que señalan la sensibilidad de la RM en relación a la estructura histológica del tejido, a las características histopatológicas, e incluso bioquímicas de las diferentes lesiones (FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2009 y 2014; SÁNCHEZ y col., 2009). Es necesario, por tanto, tener en cuenta la estructura histológica de los diferentes tejidos de las extremidades de los equinos para poder afrontar con éxito su estudio mediante IRM. Tenemos que localizarnos anatómicamente y atender a qué tipos de tejidos diferentes estamos viendo, abstrayéndonos incluso a la escala molecular y teniendo en cuenta si ese tipo de tejido posee más o menos fibras o sustancia intercelular que otros similares por su localización, estado fisiológico o proceso patológico que pudieran sufrir. A esto hay que añadir que, en todo momento, hay que tener muy claro cómo se debería ver ese tejido concreto según la potenciación de obtención de imagen que estamos utilizando, comparando la señal que teóricamente debería originar con la que realmente origina, viendo si hay cambios e interpretando a qué se pueden deber.

Todo lo anterior nos lleva al siguiente paso, en el intento de estandarizar la obtención y la interpretación de la imagen, al que hacíamos mención en los objetivos de este trabajo; revisar la bibliografía existente en busca de las señales que los distintos autores han obtenido a partir de los diferentes tejidos presentes en la extremidad equina mediante IRM.

Existen suficientes textos que abordan la histología con gran detalle y, por tanto, no será objetivo de este trabajo profundizar en este aspecto; no obstante, sí creemos necesario refrescar las principales características de los diferentes tejidos y de algunas de las estructuras que encontramos en la extremidad equina. Así, en este apartado, revisaremos las características histológicas de los tejidos que componen las diferentes estructuras presentes en la extremidad equina, enfrentándolos con los datos existentes

en la bibliografía en relación a la señal que emiten dichos tejidos y/o estructuras en las diferentes potenciaciones mediante unas u otras secuencias de pulsos.

Debido a la naturaleza de nuestro trabajo, se hace conveniente, en esta revisión bibliográfica, una escueta descripción de los fenómenos que acontecen, a nivel místico, durante determinados procesos como la reparación de fracturas, el modelado óseo y la inflamación por infección bacteriana.

3.2.1. TEJIDOS DE CONJUNTIVOS DE SOSTÉN

Histología

Las extremidades de los equinos son estructuras altamente especializadas en las funciones de desplazamiento y sostén y, por tanto, es lógico pensar que el estudio de los tejidos de sostén, dentro de ellas, será una parte principal necesaria para el entendimiento de su normal funcionamiento y sus alteraciones patológicas.

Según YOUNG y HEATH (2000) el término tejido conjuntivo tradicionalmente se ha aplicado a un tipo básico de tejido, de origen mesodérmico, que proporciona soporte estructural y metabólico a los demás tejidos y órganos de todo el cuerpo; suele tener vasos sanguíneos en su seno e interviene en el intercambio de elementos entre los tejidos y el sistema circulatorio. Por su amplia variedad de funciones parece más adecuado utilizar el término de tejido de sostén.

Los tejidos de sostén adoptan muchas formas distintas que tienen propiedades físicas diversas. En la mayoría de los órganos, los tejidos de sostén laxos actúan como un material biológico de empaquetamiento; las formas densas del tejido de sostén proporcionan soporte físico en la dermis de la piel, forman robustas cápsulas en órganos como el hígado y bazo y son responsables de la gran resistencia a la tensión de los ligamentos y tendones. El cartílago y el hueso son formas altamente especializadas de tejido de sostén, y los abordaremos en otro punto de este apartado. Los tejidos de sostén realizan también importantes funciones metabólicas, ya que en ellos se almacena la grasa en forma de tejido adiposo, y en ellos también penetran células del sistema inmunitario, donde ayudan a la defensa contra microorganismos patógenos. Otra función muy importante, desde la perspectiva de este trabajo, es la de reparación hística ya que, según el tejido dañado, la naturaleza y entidad del daño, y la antigüedad de la

lesión, encontraremos en la zona en cuestión más o menos tejido conjuntivo cicatricial en diferente grado de maduración; esto evidentemente producirá, como veremos más adelante, variaciones en la señal de la IRM.

Todos los tejidos conjuntivos de sostén constan de dos componentes fundamentales, **células** y **matriz extracelular**; esta última suele ser la componente predominante y la que determina las propiedades físicas de cada tipo de tejido. El material extracelular está formado por una matriz de material orgánico denominada *sustancia fundamental*, en la que está inmerso un grupo de glucoproteínas estructurales que interviene en las interacciones que tienen lugar entre las células y los demás componentes, así como diversos tipos de *fibras* (YOUNG y HEATH, 2000).

De las **células**, responsables de la síntesis y el almacenamiento del material extracelular, la más abundante es el llamado fibroblasto. En algunos tejidos se encuentran fibroblastos que tienen una función adicional contráctil y que se denominan miofibroblastos. También encontramos los adipocitos, que son células responsables del almacenamiento de grasa, y a su conjunto se le denomina tejido adiposo. Además, en estos tejidos de sostén encontramos también células con funciones defensivas, unas fijas y otras errantes que, en condiciones normales, son escasas pero que, en respuesta a la lesión hística o a otros procesos patológicos, aumentan enormemente su número.

De la **matriz extracelular** hemos de decir que:

La *sustancia fundamental* está formada por una mezcla de largas cadenas de polisacáridos no ramificados de siete tipos distintos, cada uno de ellos compuesto por unidades repetidas de disacáridos. Anteriormente, se denominaban mucopolisacáridos pero, como una de las unidades del disacárido es un azúcar amino (N-acetil glucosamina o N- acetil galactosamina), en la actualidad se utiliza el término glucosaminoglucanos (GAG). Los glucosaminoglucanos son ácidos (tienen carga negativa) debido a la presencia de grupos laterales de hidroxilo, carboxilo y sulfato; son polianiones altamente hidrófilos que forman geles altamente hidratados que, en virtud de su elevado contenido en agua, son resistentes a la presión (DELLMANN, 1993). En resumen, la sustancia fundamental está compuesta básicamente por glucosaminoglucanos en forma de ácido hialurónico y proteoglucanos. El ácido hialurónico es un GAG no sulfatado que no está unido a una proteína; es una molécula

grande y larga que forma mallas cuyos espacios están llenos de líquido tisular; el gel resultante es especialmente abundante en el líquido sinovial, el tejido conjuntivo laxo, la piel, el cartílago, el humor vítreo del ojo y el cordón umbilical; por este gel flexible pueden difundir los metabolitos. Las proporciones de los diversos proteoglicanos en un tipo determinado de tejido conjuntivo condicionan, en gran medida, las propiedades morfológicas y funcionales del mismo. Esta sustancia fundamental se recambia con más rapidez que todos los demás componentes conocidos del tejido conjuntivo (DELLMANN, 1993).

Los *componentes fibrosos* del tejido de sostén son de dos tipos fundamentales: el colágeno (incluida aquí la reticulina) y la elastina. Las proteínas fibrosas del tejido extracelular, a las que también se unen los componentes de la sustancia fundamental, refuerzan sus propiedades mecánicas. El colágeno es la proteína más abundante en el organismo humano y, en virtud de las coincidencias anatómicas y fisiológicas, es lógico generalizar esta afirmación para el equino y otros mamíferos domésticos. Su función más importante radica en proporcionar fuerza de tensión (YOUNG y HEATH, 2000).

Extracelularmente, se forman enlaces covalentes que se entrecruzan inter e intramolecularmente, pero cuya extensión y tipo difieren de un tejido a otro; por ejemplo, se observa entrecruzamiento de enlaces particularmente prominentes en tendones y ligamentos, estructuras caracterizadas por su elevada resistencia a la tracción. De igual modo, el número, grosor, longitud y orientación tridimensional de las fibras de colágeno están sometidos a gran variación y dependen de las propiedades funcionales del tipo peculiar de tejido conjuntivo (DELLMANN, 1993).

Hay 19 tipos de colágeno, de los que cabe destacar en este trabajo el colágeno tipo I, que se encuentra en el tejido de sostén fibroso, la dermis, los tendones, los ligamentos y los huesos, en disposición laxa o densa según el sostén mecánico requerido; el colágeno tipo II, que se encuentra en el cartílago hialino, en forma de fibrillas finas dispersas en la sustancia fundamental, y el colágeno tipo III o reticulina, que forma una delicada estructura de soporte en órganos muy celulares como es el caso de la médula ósea (YOUNG y HEATH, 2000).

La elastina es una importante proteína estructural que se dispone formando fibras o láminas discontinuas en la matriz extracelular, confiriendo propiedades de distensión y recuperación elástica (YOUNG y HEATH, 2000).

3.2.1.1. TEJIDO CONJUNTIVO LAXO

Histología

Es un tejido estructurado irregularmente o areolar, y el tejido conjuntivo más ampliamente distribuido en el adulto; posee tres tipos de fibras: reticulares, colágenas y elásticas, y su abundancia relativa y orientación están sujetas grandes variaciones que dependen de la localización y función. La sustancia fundamental amorfa está compuesta por proteoglicanos, que forman una red tridimensional llena de líquido intercelular que, en los intersticios, sólo puede circular limitadamente. Entre las células fijas de este tejido, encontramos fibrocitos/fibroblastos, células mesenquimales y adipocitos, y entre las libres, encontramos macrófagos, células cebadas, células plasmáticas y melanocitos, además de otras que aparecen en situaciones especiales como infestaciones por parásitos o presencia de bacterias (DELLMANN, 1993).

IRM del tejido conjuntivo laxo

En la bibliografía, no encontramos referencias directas a la imagen general que genera el tejido conjuntivo laxo en las diferentes potenciaciones básicas, aunque encontramos autores que afirman que el tejido conectivo, en general, da lugar a imágenes con variables grados de gris dependiendo de su proporción de agua y de su vascularización (KLEITER y col., 1999).

3.2.1.2. TEJIDO ADIPOSO

Histología

Gran parte de los tejidos de sostén contienen células adaptadas al almacenamiento de grasa: estas células reciben el nombre de adipocitos y pueden encontrarse tanto aisladas como formando grupos. Casi toda la célula adiposa madura está ocupada por una única gota de lípidos y son componentes normales del tejido conjuntivo laxo pero, cuando superan en número a todos los otros tipos de células, el tejido se conoce como tejido adiposo (DELLMANN, 1993).

Es un tipo de tejido conjuntivo especializado que, además de realizar funciones mecánicas y de aislamiento, participa de forma extremadamente importante en los procesos metabólicos generales, por lo que suele tener una rica irrigación sanguínea. Existen dos tipos de tejido adiposo, el blanco y el pardo, que se distinguen en casi todos los animales por sus diferencias de color, vascularización, estructura y función (YOUNG y HEATH, 2000).

El tejido adiposo pardo se puede encontrar, en los animales domésticos recién nacidos, principalmente en la región axilar y del cuello (cuerpo graso interescapular), también a lo largo de la aorta torácica y en el mediastino, los mesenterios así como alrededor de la aorta y la vena cava dorsales al riñón (DELLMANN, 1993). La principal diferencia con el tejido adiposo blanco reside en que la acumulación de lípidos no se encuentra en una única gran vacuola en cada célula sino en numerosas gotas de lípidos individualizadas y en que hay una gran concentración de mitocondrias y de citocromos dentro de éstas, que le dan al tejido ese característico color pardo. Esta está muy vascularizado, e innervado directamente por axones adrenérgicos, y su principal función es la generación de calor por oxidación de la grasa de manera desacoplada con la generación de ATP (YOUNG y HEATH, 2000).

El tejido adiposo blanco está dividido por tabiques de tejido conjuntivo laxo, formando agrupaciones de células adiposas conocidas como lóbulos. Cada célula del tejido adiposo está rodeada por una delicada red de fibras de colágeno y reticulares que soportan un plexo capilar denso y fibras nerviosas; además, los estrechos espacios intercelulares contienen unos pocos fibrocitos, células cebadas y escasa sustancia fundamental amorfa (YOUNG y HEATH, 2000).

En el tejido conjuntivo subcutáneo de los mamíferos, los componentes del tejido adiposo actúan como aislante térmico y mecánico; en la almohadilla plantar y en las yemas de los dedos el tejido adiposo se asocia con haces de fibras de colágeno y elásticas; esta combinación de fibras y células grasas permite al tejido adiposo actuar como un cojín amortiguador y, al mismo tiempo, las células están protegidas por la gran resistencia a la tracción de las fibras de colágeno; además cuando se deforman, las fibras elásticas hacen que las células adiposas retornen a su disposición normal (YOUNG y HEATH, 2000).

IRM del tejido adiposo.

El tejido conjuntivo sano con grandes acumulaciones de adipocitos, sea cual sea su localización, en toda la bibliografía consultada, desde las publicaciones más antiguas a las más actuales, se describe con una alta intensidad de señal en las imágenes potenciadas en T1, tanto de la familia SE como de la familia GRE (PARK y col., 1987; VILAR, 1991; GILI, 1993; DENOIX y col., 1996; BLAIK y col., 2000; COUSEMENT, 2000; HELMS y col., 2011; HEVESI y col., 2004). En las imágenes potenciadas en T2 SE y T2* GRE, la intensidad de señal podría calificarse de media y en las técnicas potenciadas en T2 con supresión grasa o en las técnicas potenciadas en T2 de inversión-recuperación con eliminación de la señal grasa (como la STIR), la señal de la grasa se anula (GILI, 1993; COUSEMENT, 2000; HELMS y col., 2011).

3.2.1.3. TEJIDO CONJUNTIVO DENSO

Histología

En el tejido conjuntivo denso, las fibras son más abundantes que las células y la sustancia fundamental amorfa. Ordinariamente se clasifica en “denso irregular”, con una orientación al azar de los haces de fibras, y “denso regular”, en el cual las fibras están orientadas según un patrón ordenado (VAN SICKLE, 1993).

El tejido conjuntivo denso irregular tiene esencialmente la misma población celular que el tejido conjuntivo laxo, si bien, ordinariamente, predominan los fibroцитos. Entre las fibras predominan las de colágeno que, generalmente, se hallan organizadas en haces que se entrecruzan unos con otros en ángulos variables. En la mayoría de las fascias musculares, por ejemplo, estos haces se localizan en una sola dirección y resisten el estiramiento paralelo a la orientación de las fibras. En otras fascias musculares, cápsulas de órganos, dermis y similares, los haces se entrelazan entre sí en diversas direcciones: longitudinal, transversal y oblicua; esta disposición permite la adaptación a los cambios de tamaño de los órganos y del diámetro de los músculos. Como quiera que las fascias musculares se continúan con las trabéculas o tejido conjuntivo presente entre los haces musculares (perimisio), la resistencia aumenta y el estiramiento excesivo es más difícil. Este tejido se encuentra en diversas localizaciones de las que a nosotros, en este trabajo nos interesan, las fascias, las aponeurosis, la dermis y las cápsulas articulares (VAN SICKLE, 1993).

El tejido conjuntivo denso regular se presenta en dos variedades: tendones y ligamentos colágenos, y ligamentos elásticos; en ambos tipos, las fibras se estructuran en la misma dirección, de acuerdo con sus requerimientos funcionales específicos (VAN SICKLE, 1993).

IRM del tejido conjuntivo denso

Para PARK y col. (1987), en las imágenes potenciadas en T1 SE, el tejido conectivo fibroso, considerado en su conjunto, daría lugar a tonos grises, es decir, a una intensidad de señal intermedia; esto coincide con otros trabajos posteriores, en los que se afirma que el tejido conectivo da lugar a imágenes con variables grados de gris, dependiendo de su proporción de agua y de su vascularización (KLEITER y col., 1999).

3.2.1.3.A. LOS TENDONES Y LIGAMENTOS COLÁGENOS

Histología.

La gran resistencia a la tracción de los tendones y ligamentos colágenos se refleja en su estructura, que está formada por fascículos de fibras de colágeno paralelas. Estos fascículos están unidos entre sí por un tejido conjuntivo laxo, escaso, que forma una vaina protectora alrededor de los vasos sanguíneos y los nervios y que, en el tendón, se continúa con el peritendón, o tejido conjuntivo laxo que rodea al tendón. La reparación de los tendones seccionados se efectúa a partir de los fibroblastos de este tejido conjuntivo laxo; mientras que los haces de fibras permanecen esencialmente inactivos (VAN SICKLE, 1993). COMBALÍA (1993) profundiza en la estructura y clasificación de este tejido conjuntivo que se distribuye entre los fascículos y en la periferia del tendón señalando que las fibras de colágeno de un tendón se encuentran reunidas en haces paralelos entre sí y, a su vez, los haces de fibras se encuentran envueltos en un tejido conjuntivo laxo, el **peritenio interno** o **endotenón**, que envuelve los haces y grupos de haces de fibras colágenas. Varios haces de fibras colágenas formarán un fascículo, el cual está rodeado por un tejido colágeno llamado **peritenón**; éste representa una prolongación del **peritenio externo** o **epitenón**, que se encuentra en la superficie del tendón. En algunos tendones, como el tendón de Aquiles del ser humano, existe adicionalmente un **paratenón** alrededor del epitenón. El paratenón tiene la función de permitir el deslizamiento suave sobre los tejidos circundantes. El conjunto de paratenon y de epitenón se denomina comúnmente **peritendón**. Cada una de estas,

llamémosle, estructuras, así como las fibras de colágeno de los fascículos tendinosos, presentan una estructura física diferente. El epitenón es una gruesa vaina translúcida, compuesta de varias capas de fibras de colágeno entrecruzadas con idéntico patrón. El paratenón es un tejido laxo, estructurado en varias capas finas de colágeno entrecruzadas, y está compuesto por colágeno y elastina; las fibras de colágeno de los fascículos son de mayor diámetro que las del paratenón.

A.1. Los tendones

Según YOUNG y HEAT (2000), los tendones son bandas duras e inextensibles, aunque flexibles, que conectan determinados músculos con diversas estructuras esqueléticas y permiten que las fuerzas actúen a cierta distancia de su músculo correspondiente y, en algunos casos, en una dirección distinta; para (HELMS y col., 2011), son estructuras avasculares que insertan los músculos en los huesos, y están formados por densos fascículos de fibras de colágeno que, a su vez, están compuestos por unidades más pequeñas, denominadas microfibrillas. Las microfibrillas se entrelazan unas con otras siguiendo un patrón regular y estructurado, para formar enlaces extremadamente tensos, lo que da resistencia a los tendones, y están formadas por una proteína denominada tropocolágeno, que consiste en tres cadenas polipeptídicas, organizadas en una configuración de triple hélice; esta configuración helicoidal de la proteína se une fuertemente a las moléculas de agua.

Desde una perspectiva más actual, VALDERRAMA-CANALES (2011) define los tendones como las estructuras anatómicas que, interpuestas entre los músculos y los elementos esqueléticos del aparato locomotor, hacen posible la transmisión de la fuerza muscular a las palancas esqueléticas que movilizan las articulaciones, aunque, ocasionalmente, no obstante, los tendones unen dos vientres musculares. Según este autor, el tendón presenta macroscópicamente una unión al vientre muscular (unión miotendinosa), una unión al elemento esquelético (unión osteotendinosa) y la región central, que es lo que habitualmente consideramos “el tendón”. Frente a HELMS (2011), VALDERRAMA- CANALES (2011) defiende que, aunque los tendones son estructuras pobremente vascularizadas, la realidad es que sí poseen irrigación propia; en ésta, la perfusión arterial es pobre y heterogénea, lo que es un aspecto clave en la patogenia y reparación tendinosa. A diferencia de YOUNG y HEAT (2000), este mismo autor sostiene que en el tendón sí hay elastina que, aunque en pequeñas cantidades, es

funcionalmente relevante; esta elastina, junto con una altísima proporción de colágeno tipo I y diversos proteoglucanos componen el tendón en el ser humano; esta estructura fibrosa, basada en el colágeno tipo I, y pequeñas cantidades de colágeno tipo III según GOLDRING y GOLDRING (2006), le dota de la resistencia a la tracción que es su seña funcional fundamental, mientras que la organización en agrupaciones fibrosas de distinto orden permite, por un lado, un deslizamiento específico de unas respecto a otras durante la tracción y la relajación y, por otro, individualizar las posibles roturas de las mismas, de manera que no afecten a la integridad del tendón. Según KIRKENDALL y GARRET (2004) a esto hay que unir la disposición ondulada apretada y regular de las fibras del tendón que también parece jugar un papel muy importante en la absorción de las fuerzas de tracción y la recuperación posterior; lo que significa que, junto con las fibras de elastina presentes, proporciona al tendón cierta capacidad de elongación fisiológica y de recuperación automática de su longitud, es decir, **elasticidad**, la cual aporta resistencia contra la rotura durante los esfuerzos y absorbe parte de la energía de las cargas que sobre él se producen, devolviéndola después y facilitando, por tanto, la siguiente contracción de la unidad musculotendinosa a la que pertenece.

Podemos afirmar que cada tendón, junto con su músculo de origen, forma la importante “unidad funcional musculotendinosa”, y que el tendón es la forma más densa de tejido colágeno de sostén que, como ya se ha dicho, está compuesto por haces de gruesas fibras de colágeno, entre las que se encuentran dispuestas hileras de fibroblastos con núcleos alargados. Cada tendón consta de pequeños haces de este tejido denso, que se mantienen unidos por una pequeña cantidad de tejido colágeno de sostén más laxo, el endotenón, que dispone de cierta irrigación de poca entidad y de diminutas fibras nerviosas procedentes de los receptores de distensión de los tendones; varios grupos de haces, a su vez, se reúnen en haces mayores, llamados fascículos, que están rodeados por el peritenón y, finalmente, todo el tendón se encuentra incluido dentro de una estructura denominada epitenón, cuya superficie es lisa y condensada y mantiene conexiones mínimas con el tejido adyacente, lo que le permite un movimiento relativamente libre (YOUNG y HEATH, 2000).

En algunos lugares, los tendones están revestidos por una vaina fibrosa recubierta por una membrana sinovial, de forma que, durante su movimiento, el tendón dentro de la vaina está lubricado por el líquido sinovial (YOUNG y HEATH, 2000); estas vainas tendinosas pueden cubrir total o parcialmente la estructura y están presentes en las

zonas en que los tendones atraviesan las cinchas de la fascia, por debajo de las bandas ligamentosas o a través de los túneles fibroósseos; en concreto en áreas de cambio de dirección del tendón. También se encuentran donde hay estructuras en estrecha aposición que se mueven unas en relación con otras, para reducir la fricción, ya que la fina película de líquido sinovial entre las capas parietal y visceral de la vaina permite un suave deslizamiento del tendón (HELMS y col., 2011). Como vemos, la movilidad del tendón está asegurada, o por el paratenón, que no es sino una cubierta de tejido conjuntivo laxo y elástico que lo rodea, o por una vaina sinovial tendinosa que, como acabamos de decir, está formada por una porción visceral y otra parietal; la porción visceral está unida fijamente en el tendón y separada de la porción parietal por una cavidad sinovial llena de líquido; a su vez, ambas porciones están conectadas por el mesotenón que está recubierto por mesotelio (VAN SICKLE, 1993), contiene los vasos sanguíneos y se localiza en la superficie del tendón que no está sometida a fricción (HELMS y col., 2011). Tanto la capa parietal como la visceral están formadas por una capa fibrosa, de tejido conjuntivo denso irregular, recubierta por una capa sinovial, cuya estructura es similar a la de las demás membranas sinoviales (VAN SICKLE, 1993). BRINKER y O`CONNOR (2009), sobre ésta base, dividen los tendones, o más bien determinadas porciones de éstos en “cubiertos de paratenón” y “envainados o porciones intravaginales”, y sostienen que los primeros tienen una mayor y más uniforme vascularización que los segundos, lo que condiciona su recuperación haciendo que los cubiertos de paratenón cicatricen mejor.

La estructura típica del tendón se puede alterar en los puntos de inserción en el hueso o en el cartílago, o en los lugares donde los tendones discurren alrededor del hueso; así, en la mayor parte de las ocasiones, cuando los tendones se insertan en los huesos o cartílagos, el tejido denso regular del tendón, rico en colágeno, se transforma gradualmente en fibrocartílago, que se va mineralizando antes del punto de fijación ósea. La función de esta estructura, denominada entesis, es la transmisión gradual de la fuerza biomecánica desde la unidad fibrosa flexible a la unidad ósea rígida (VAN SICKLE, 1993; BRINKER y O`CONNOR, 2009). Para VALDERRAMA-CANALES (2011); en ésta unión del tendón al hueso, podríamos distinguir microscópicamente dos tipos, la fibrosa propiamente y la fibrocartilaginosa, siendo esta última la más común y la descrita por VAN SICKLE (1993) y BRINKER y O`CONNOR (2009). En las áreas donde los tendones discurren alrededor de los huesos, no sólo están sometidos a tensión

sino también a compresión, la que hace que las células se engruesen y se encapsulen, de tal modo que el tejido presenta una apariencia similar al fibrocartílago (VAN SICKLE, 1993).

A.2. Los ligamentos

Según YOUNG y HEATH (2000), los ligamentos son bandas densas de tejido fibroso que refuerzan las cápsulas articulares y mantienen la orientación anatómica correcta de los huesos; histológicamente son similares a los tendones, pero la disposición de sus fibras de colágeno es menos ordenada. Para BRINKER y O`CONNOR (2009), los ligamentos poseen, en comparación con los tendones, una composición en fibras más variable con un mayor contenido de elastina; según GOLDRING y GOLDRING (2006), también poseen una mayor cantidad de colágeno tipo III que los tendones. BRINKER Y O`CONNOR (2009), además, afirman que tienen una microvasculatura uniforme, y ésta recibe su irrigación a partir del foco de unión al hueso. Según estos autores, contienen también mecanorreceptores y fibras nerviosas libres que desempeñan un cierto papel en la estabilización de la articulación, y en cuanto a su modo de unión al hueso o inserción, defienden que puede clasificarse en dos tipos, directa e indirecta; el primer tipo se caracteriza por que las fibras ligamentosas superficiales se unen al periostio formando ángulos agudos; el segundo por que aparecen fibras superficiales y profundas, insertándose éstas últimas en ángulo de 90° en el hueso; en este segundo tipo de unión hay una transición en la que podemos distinguir ligamento, fibrocartílago, fibrocartílago mineralizado y hueso. KIRKENDALL y GARRET (2004) señalan que, al igual que los tendones, sus fibras poseen una ondulación en relajación que juega un importante papel en la absorción de fuerzas de tracción y en la recuperación posterior.

A.2.1. *Los ligamentos elásticos*

Están formados por fibras elásticas paralelas interconectadas y ramificadas, rodeadas por el tejido conjuntivo laxo. Dos ejemplos de ligamentos elásticos son el ligamento de la nuca y la fascia elástica de la musculatura abdominal de los herbívoros (VAN SICKLE, 1993).

IRM de tendones y ligamentos

La configuración helicoidal del tropocolágeno se une fuertemente a las moléculas de agua, con lo que los tendones tienen una intensidad baja de señal debido a que los iones hidrógeno no son móviles (HELMS y col., 2011), es decir, la baja intensidad de señal es debida a la fuerte interacción bipolar que une los protones de las moléculas de agua y el colágeno altamente ordenado; esta fuerte interacción bipolar es responsable del rapidísimo decrecimiento de la señal de RM, lo cual, está directamente relacionado con el tiempo de relajación T2 tan corto del colágeno; debido a esto, la información acerca del T1 del tendón no puede ser obtenida con los sistemas de RM utilizados habitualmente en la clínica, ya que éstos, no proporcionan secuencias con el TE lo suficientemente corto como para adquirir la señal antes del rapidísimo decrecimiento de la curva de inducción libre o curva de decrecimiento de T2 (SPRIET y col., 2011); así, en el ser humano, los tendones y ligamentos suelen verse oscuros en todas las secuencias, excepto el ligamento cruzado anterior, que muestra un aspecto estriado debido al grosor y a la orientación de sus haces de colágeno; los tendones del cuádriceps y del tríceps también muestran estas estrías longitudinales. Algunos tendones, como el tibial posterior, muestran un aumento de la señal cerca de sus inserciones como consecuencia de sus múltiples inserciones óseas. Las secuencias que han demostrado ser más útiles, en nuestra especie, han sido las STIR y FSE T2 con y sin saturación de la grasa, la GRE T2* y la T1 SE (HELMS y col., 2011).

Hay autores que van más allá, distinguiendo entre tendones y ligamentos; según éstos, los tendones tendrían baja señal en todas las potenciaciones y secuencias de la IRM, debido a su colágeno altamente ordenado. Las interacciones dipolares entre los protones tisulares en el colágeno altamente ordenado, normalmente resultan en un rápido desfasamiento de esos protones tras la excitación, conduciendo a una pequeña o nula generación de señal a partir del tendón. Las fibras normales de los ligamentos se comportan de forma similar, pero su patrón de organización, más complejo, produce una intensidad de señal menos uniforme comparada con los tendones; además, esta configuración de las fibras, con haces en diferentes orientaciones, los hace más susceptibles de sufrir el artefacto de ángulo mágico (WERPY y col., 2010). Con TE superiores a 40ms en las secuencias SE estrictas, y superiores a 80ms en las secuencias TSE, se elimina el efecto del ángulo mágico en tendones; sin embargo, en ligamentos,

se necesita una mayor investigación para determinar el TE requerido (WERPY y col., 2010).

En cuanto a las dificultades para interpretar las imágenes, hemos de señalar esta aparición del artefacto de ángulo mágico, que provoca un aumento de la intensidad de señal, y que puede acontecer dentro de cualquier tejido que contenga fibras de colágeno altamente estructuradas (tendón, ligamento, menisco), dependiendo de su colocación dentro del campo magnético. El aumento de señal resultante se ve en las imágenes obtenidas con un TE corto (T1 SE, DP SE y la mayoría de las secuencias de la familia GRE), pero disminuye o desaparece con las secuencias obtenidas con un TE largo (T2 SE). Además de lo anterior, para distinguir el artefacto de un proceso patológico verdadero, también nos apoyamos en la presencia o ausencia de aumento de tamaño o de edema peritendinoso (HELMS y col., 2011).

En medicina humana, está admitido que, de forma general, la mejor forma de estudiar los tendones consiste en utilizar la proyección transversal (perpendicular al eje largo); aunque, en ocasiones, es útil usar otros planos para estudiar los tendones en toda su longitud. Cuando sólo hay una opción para el plano de obtención de imágenes de un tendón, las más útiles son las imágenes transversales. Para la evaluación completa de los tendones, en nuestra especie, son necesarias las imágenes potenciadas en T1 y algunas potenciadas en T2; las secuencias T2 son útiles para mostrar el líquido anormal que rodea al tendón (tenosinovitis), así como los desgarros y las demás afecciones tendinosas. Para la potenciación T2 se prefieren las secuencias tipo SE con saturación de la grasa o STIR. El grosor de corte y los campos de visión están determinados por el tamaño de la parte del cuerpo a estudiar, pero una buena regla de cálculo es que las mismas medidas que se utilizan para la articulación adyacente serían suficientes (HELMS y col., 2011).

Muchos tendones pueden mostrar un ligero aumento de la intensidad de señal cerca de sus inserciones óseas; este incremento tiene lugar porque los tendones se abren hacia afuera cuando comienza su inserción en el hueso, y la materia grasa no tendinosa se interpone entre esas fibras del tendón. Otra importante razón para que los tendones normales tengan una señal aumentada es el denominado ángulo mágico, del que ya hemos hablado y que aparece en estructuras anisótropas de este tipo (HELMS y col., 2011).

Para saber si la señal alta de la secuencia de TE corto se debe al artefacto de ángulo mágico o a un proceso patológico pueden utilizarse varios procedimientos (HELMS y col., 2011):

Repetir los mismos cortes con una secuencia de TE largo, en cuyo caso la alta intensidad debería desaparecer.

Observar si el calibre del tendón es normal.

Recolocar la parte del cuerpo que se está estudiando, de forma que la imagen del tendón se obtenga con un ángulo diferente en relación al orificio del imán.

La mayoría de los tendones son redondeados, ovalados o planos, cuando se estudian transversalmente, y las vainas tendinosas no se ven normalmente en la RM, a menos que haya líquido en su interior. En el ser humano pueden verse pequeñas cantidades de líquido, en particular en el tobillo y la muñeca pero, la regla general es que el líquido no debe considerarse anormal a menos que rodee completamente la circunferencia del tendón (HELMS y col., 2011).

Desde los primeros estudios realizados en las extremidades de los equinos, *post mortem*, se ha observado que los tendones y ligamentos también producen, como cabía esperar, áreas de baja intensidad de señal, dando lugar a una imagen de color próximo al negro tanto en T1 SE (PARK y col., 1987; CRASS y col., 1992; MARTINELLI y col., 1996; DENOIX y col., 1996; RUOHONIEMI y col., 1997; MARTINELLI y col., 1997; KLEITER y col., 1999; KOTANI y col., 1999; LATORRE y col., 2006) y T1 GRE (BLAIK y col., 2000), como en DP SE (LATORRE y col., 2006), T2 SE (CRASS y col., 1992; KLEITER y col., 1999; KOTANI y col., 1999; LATORRE y col., 2006), T2 TSE con saturación grasa (BUSONI y col., 2004) y T2* GRE (KLEITER y col., 1999; BLAIK y col., 2000) , aunque en el estudio de CRASS y col. (1992) sí se hace referencia a la aparición de tenues señales procedentes del endotenón. BUSONI y col. (2004) también afirman distinguir pequeños focos intratendinosos de señal intermedia en imágenes potenciadas en T1 SE, que se corresponden con septos de tejido conectivo laxo que, histológicamente, tenían orientadas sus fibras de colágeno transversalmente en relación al tejido conjuntivo fibroso denso longitudinal, sin embargo, LATORRE y col. (2006), a este tipo de imágenes potenciadas en T1 SE, les atribuyen un rango de gris un

poco más oscuro que a las potenciadas en DP SE y T2 SE, que puede variar hasta el negro completo.

En las imágenes obtenidas de la extremidad equina, potenciadas en T1 SE y T2 SE, *in vivo*, los tendones y ligamentos también presentaron una baja intensidad de señal (KOTANI y col., 1999), al igual que en las potenciadas en T2* GRE (DYSON y col., 2003).

En las publicaciones mencionadas en este apartado dedicado a la IRM en la extremidad equina, tanto *in vivo* como *post mortem*, al igual que en los trabajos a los que hacemos referencia para la especie humana, se apunta a ciertos aumentos de señal en determinadas estructuras o partes de estructuras ligamentosas o tendinosas concretas, relacionados con el artefacto del ángulo mágico; también se hace referencia a estructuras concretas que no entran dentro de este patrón general de escasa o nula señal de los tendones y ligamentos, como ocurre con el tendón del cuádriceps o del tríceps humano (HELMS y col., 2011), o con el ligamento sesamoideo distal impar equino (BUSONI y col., 2004).

No entraremos en detalles al respecto hasta que describamos la bibliografía existente acerca de cada una de esas estructuras concretas; sin embargo, sí haremos referencia en este apartado a la afirmación de BUSONI y col. (2004) acerca de que cuando la tensión en determinadas estructuras tendinosas es reducida, el ángulo mágico se desplaza a diferentes porciones del tendón y, por tanto, en determinadas potenciaciones, las zonas con señal incrementada pueden variar para un mismo imán y para idéntico posicionamiento de la extremidad.

3.2.1.4. TEJIDOS ESQUELÉTICOS

El sistema esquelético está formado por varias formas especializadas de tejido de sostén. El hueso proporciona una protección rígida y una estructura de sostén a la mayor parte de los tejidos del organismo, mientras que el cartílago proporciona un soporte semirrígido, en ciertos lugares como el árbol respiratorio o el conducto auditivo externo. La formación del cartílago actúa también como precursora en el proceso de generación y desarrollo del hueso, tanto membranosa como endocondral. Las articulaciones son las estructuras donde se unen los huesos del esqueleto y, dependiendo de la función y anatomía de cada una de ellas, permiten diversos grados de movimiento; los ligamentos

son bandas robustas, pero flexibles de tejido conjuntivo que contribuyen a la estabilidad de las articulaciones; mientras que los tendones forman conexiones fuertes y plegables entre los músculos y los puntos en que éstos se insertan en los huesos (YOUNG y HEATH, 2000).

Las diferencias funcionales entre los distintos tipos de tejido del sistema esquelético dependen, como para el resto de tejidos de sostén, fundamentalmente de las diversas naturalezas y proporciones de la sustancia fundamental y de los elementos fibrosos de la matriz extracelular. Las células de todos los tejidos esqueléticos, igual que las de los tejidos de sostén menos especializados, tienen íntimas relaciones estructurales y funcionales y un origen común a partir de las células mesenquimales primitivas (YOUNG y HEATH, 2000).

3.2.1.4.A. CARTÍLAGO

El cartílago es una forma semirrígida de tejido de sostén, cuyas características derivan esencialmente de la naturaleza y predominio de la sustancia fundamental de la matriz extracelular. Los proteoglucanos, agrupados en agregados de 100 o más moléculas, forman la sustancia fundamental y son los responsables de la consistencia sólida, aunque flexible, del cartílago; en estos agregados de proteoglucanos, predominan los glucosaminoglucanos sulfatados (condroitín sulfato y keratan sulfato), mientras que las moléculas del ácido hialurónico (GAG no sulfatado) constituyen la espina dorsal de los complejos (YOUNG y HEATH, 2000).

En la sustancia fundamental, existen proporciones variables de colágeno y de fibras elásticas, que dan lugar a tres tipos de cartílago: elástico, hialino y fibrocartílago. A partir de las células mesenquimales primitivas, de forma estrellada, se forman los condroblastos, que son los precursores del cartílago; este tipo celular se divide y sintetiza sustancia fundamental y material extracelular fibroso. Tras una serie de divisiones se originan las células cartilaginosa maduras, llamadas condrocitos, que se disponen en pequeños grupos separados unos de otros por material extracelular; estos condrocitos son los encargados de mantener la integridad del material extracelular. En la periferia del cartílago maduro, existe una zona de tejido de sostén condensado llamado pericondrio, que contiene condroblastos con potencial para formar cartílago. El crecimiento del cartílago puede ser de dos tipos: intersticial (de dentro a afuera) y aposicional (sólo en la periferia) (YOUNG y HEATH, 2000).

El cartílago prácticamente carece de vasos sanguíneos y, por tanto, el intercambio de metabolitos depende de la difusión; esto limita el grosor que puede alcanzar el cartílago, por lo que en los lugares donde es especialmente grueso, existen canales cartilagosos que llevan pequeños vasos hasta el centro de la masa (YOUNG y HEATH, 2000); por eso, cuando por cualquier razón, la matriz intercelular se calcifica, no es posible la difusión y el condrocito muere; este fenómeno ocurre al envejecer y es natural durante el desarrollo óseo endocondral (VAN SICKLE, 1993).

A.1. Cartílago hialino

Histología

Es el tipo de cartílago más abundante y, entre otros lugares, ocupa la mayor parte de las superficies articulares; también es el precursor del hueso durante el desarrollo del esqueleto y cuando está maduro, se caracteriza por pequeños nidos de condrocitos inmersos en una matriz amorfa de sustancia fundamental, reforzada con fibras de colágeno. En él pueden distinguirse dos zonas (YOUNG y HEATH, 2000):

Una estrecha que se confunde con el tejido de sostén adyacente, llamada pericondrio y que contiene condrocitos muy poco diferenciados que parecen fibroblastos maduros, así como adipocitos, capilares y pequeños nervios.

Otra más ancha, fuertemente basófila, con condrocitos dispuestos en grupos, normalmente de dos a cuatro células, separados por grandes masas de matriz cartilaginosa amorfa.

Las fibras de colágeno que forman el cartílago hialino son principalmente de tipo II, y a ellas se añaden cantidades muy inferiores de los tipos VI, IX, X y XI. A todas ellas, debido a que se encuentran en cantidades relevantes solamente en la matriz cartilaginosa, se ha decidido llamarlas colágenos condroespecíficos (ROSS y PAWLINA, 2008).

IRM del cartílago hialino

A excepción del trabajo publicado por HEVESI y col. (2004), en el que se afirma que las zonas de crecimiento óseo activo, en la parte distal de la extremidad del neonato, presentan una intensidad de señal media en las imágenes potenciadas en T1 SE,

extremadamente alta en las potenciadas en T2* GRE, media o alta en las potenciadas T2 TSE y media en las potenciadas en T1 obtenidas utilizando la opción de contraste IR con un tiempo de inversión de 150ms, no hemos encontrado referencias en la bibliografía, en relación a la intensidad de señal producida por el cartílago hialino, considerado de forma genérica como tal, en las diferentes potenciaciones; nos parece más apropiado, por lo tanto, abordar la IRM del cartílago hialino en los apartados referentes al cartílago articular y a los cartílagos unguales.

3.2.1.4.B. CARTÍLAGO ARTICULAR

Histología

Según YOUNG y HEATH (2000) éste es un tipo de cartílago hialino que se une al hueso por una región llamada placa terminal ósea, formada por un tipo poco frecuente de hueso compacto, que no tiene sistemas de Havers ni canalículos y en el que los osteocitos ocupan lagunas especialmente grandes. El cartílago articular está muy bien delimitado de la placa terminal ósea subyacente por una capa relativamente gruesa de sustancia rica en glucoproteínas, que se adapta a las líneas de cemento del hueso; este cartílago articular se nutre por difusión a partir del líquido sinovial y, según estos autores, difiere del resto del cartílago hialino en dos aspectos: en primer lugar, la superficie articular no está cubierta por pericondrio y, en segundo lugar, las fibras de colágeno de la matriz del cartílago articular son de tipo I y tienen la característica estriación de las fibras de colágeno del tejido de sostén y del hueso. Por el contrario, las fibras de colágeno del cartílago hialino de otras localizaciones, (según estos autores y a diferencia de lo que afirman ROSS y PAWLINA, en 2008), son tipo III y no muestran bandas transversales; sin embargo, otros como VAN SICKLE (1993), POIRIER y col. (2002), MASRI (2006) o ROSS y PAWLINA (2008) defienden que la fibra de colágeno predominante en el cartílago articular es de tipo II, aunque aparezcan también otras minoritarias como las de tipo IX y XI (MASRI 2006), con lo que, según estos autores, en principio, el tipo de fibra no diferiría esencialmente del de otros tipos de cartílago hialino presentes en el organismo.

Sí coinciden VAN SICKLE (1993) y ROSS y PAWLINA (2008) con YOUNG y HEATH (2000) en cuanto a la ausencia de pericondrio en la superficie libre del cartílago articular, incluso, ROSS y PAWLINA (2008) van más allá, afirmando que también carece de pericondrio en la superficie interna que contacta con el hueso.

Según VAN SICKLE (1993), este cartílago articular está formado por cartílago hialino, líneas de crecimiento y cartílago calcificado; estos componentes se interdigitan como una unidad con el hueso subcondral. Este autor señala que el cartílago hialino se puede dividir en tres zonas, de acuerdo con la disposición de fibrillas de colágeno:

- La zona superficial tiene células planas, situadas entre las fibrillas de colágeno que están orientadas paralelamente a la superficie.
- La zona media tiene células más esféricas y más grandes, presenta una disposición al azar de las fibrillas de colágeno y se tiñe como la más oscura de todas las zonas de GAG.
- La zona más profunda tiene células que están ordenadas perpendicularmente a la línea de crecimiento, entre columnas de fibrillas de colágeno; fibrillas que penetran en la línea de crecimiento y se fijan en el cartílago calcificado. Hay unas delgadas marcas de marea, entre la zona más profunda y la calcificada, que están compuestas por glucoproteínas y funcionalmente se pueden considerar como el frente de osificación dinámico. En los animales viejos, la existencia de múltiples líneas de crecimiento indica que, por muy pequeña que sea, hay una pequeña remodelación continua en la superficie articular.

ROSS y PAWLINA (2008) distinguen cuatro zonas en lugar de tres, considerando la zona calcificada como una zona más (Figura 51) y según MASRI (2006), la zona radial es la más gruesa y la calcificada es una delgada zona de transición entre la radial y el hueso subcondral.

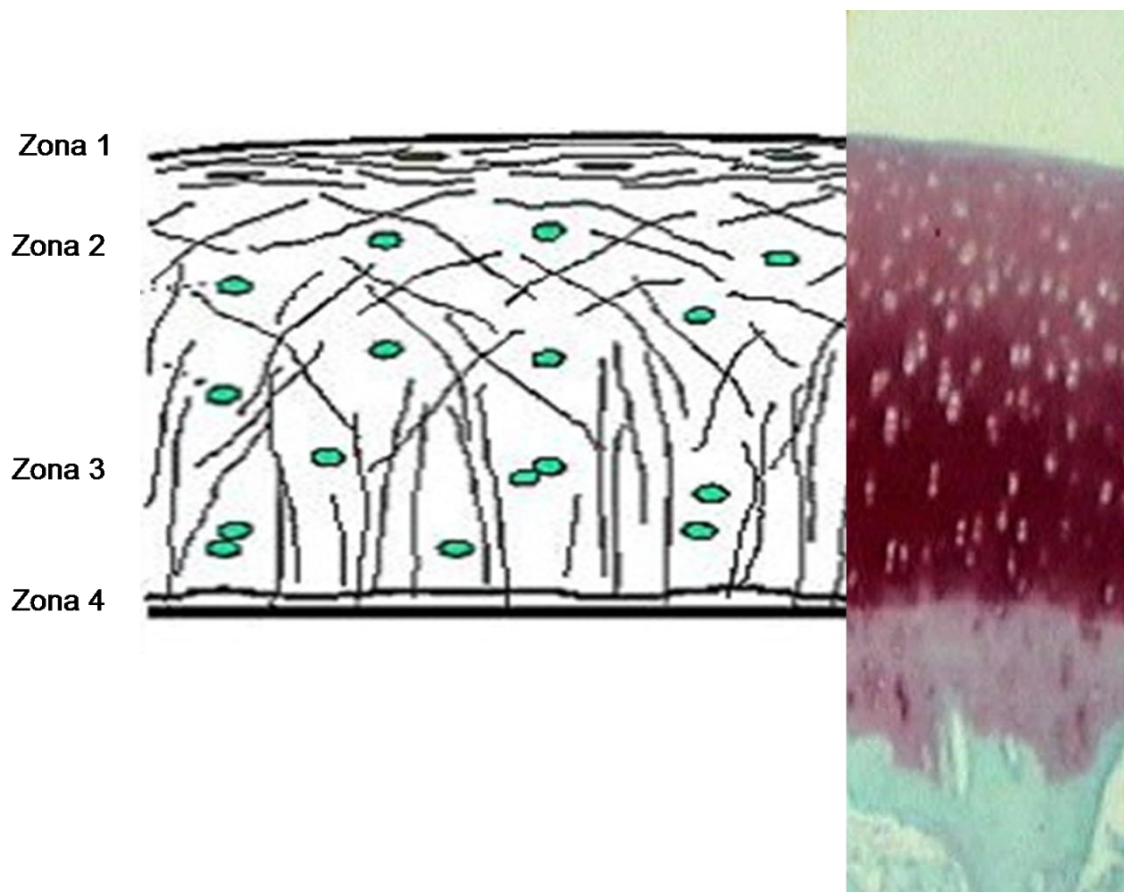


Figura 51. Composición de las cuatro zonas del cartílago articular. 1) zona superficial; 2) zona media; 3) zona profunda y 4) zona calcificada. A la izquierda se presenta un dibujo esquemático y a la derecha su correspondencia en una micrografía de una preparación histológica. Tomado de MASRI (2006).

Los GAG altamente aniónicos (por ejemplo condroitín sulfato y, en menor grado, queratán sulfato) normalmente fijan agua, que se libera al someterlos a compresión; al contrario, cuando la compresión cesa, el agua es absorbida en la matriz, fijándose de nuevo a los GAG. Este proceso proporciona una lubricación por goteo de las superficies articulares, así como una circulación de nutrientes y productos de desecho dentro y fuera del cartílago articular; esta circulación es muy importante, puesto que el cartílago articular es avascular, alinfático y aneural (YOUNG y HEATH, 2000).

IRM del cartílago articular

En trabajos realizados en el ser humano, el aspecto normal del cartílago articular varía dependiendo de la secuencia (HELMS y col., 2011). Según APARISI (1991), la intensidad de señal del cartílago articular es similar o más alta que la del músculo, debido a su capacidad para retener más agua que otros como el fibrocartílago; pero

estos autores no especifican en qué potenciación o potenciaciones ocurre esto; sí señalan, sin embargo, en un apartado posterior referente a la alteración del cartílago, que en él nunca deben existir zonas de baja señal ni en T1 ni en T2, y que su aparición probablemente representa una alteración del colágeno.

En las secuencias STIR o FSE T2 con saturación de la grasa, el cartílago es gris oscuro y se distingue con facilidad del líquido articular, lo que hace que los defectos focales sean bastante llamativos; el cartílago, por tanto, es difícil de discriminar del hueso subcondral subyacente, sin embargo, se identifican mejor las anomalías en la superficie articular (HELMS y col., 2011).

En las secuencias GRE T1 con saturación grasa, el cartílago es muy brillante y se distingue con facilidad del hueso y el líquido subcondral (HELMS y col., 2011).

Según APARISI (1991), en las secuencias tipo GRE T2*, debido a la mayor sensibilidad de esta secuencia para la detección de líquidos respecto a la T2 SE convencional, el cartílago aparecerá con mayor intensidad de señal que en esta última.

En los equinos, PARK y col. (1987), en un primer estudio de la anatomía de una extremidad, *post mortem*, en sus imágenes potenciadas en T1 SE, afirman que el cartílago articular se presenta con una intensidad de señal baja, próxima al negro, siendo indiferenciable de la baja señal del hueso compacto subcondral. MARTINELLI y col. (1996; 1996b), en dos estudios *post mortem*, señalan, por el contrario, que en las imágenes potenciadas en T1 SE, el cartílago articular da lugar a una intensidad de señal alta, apareciendo gris o blanco en la imagen. Nos dicen también estos autores que la parte de cartílago calcificado estaba representada por una estrecha región de baja intensidad que aparece como una línea negra justo debajo del cartílago hialino y que, sin embargo, el hueso subcondral estaba representado por una alta intensidad de señal; afirman incluso, que la parte calcificada de cartílago posee una intensidad de señal aún menor que la del hueso compacto cortical.

Otros trabajos posteriores también coinciden con este último autor en que en las imágenes obtenidas *post mortem* en T1 SE, el cartílago posee una alta intensidad de señal y aspecto brillante (DENOIX y col., 1996; KLEITER y col., 1999; LATORRE y col., 2006).

TNIBAR, en (1999), publicó un estudio de la articulación escapulohumeral, con imágenes potenciadas en T1 SE en las que, el cartílago articular aparece con escasa intensidad de señal, como una línea gris entre los tejidos subcondrales adyacentes, otros trabajos posteriores sobre otras articulaciones, coinciden en señalar que la intensidad del cartílago articular en esta potenciación es menor que media (HEVESI y col., 2004).

BLAIK y col. (2000) describen al cartílago articular, *post mortem*, en la potenciación T1 GRE, como una línea de intensidad de señal homogénea entre intermedia y alta. OLIVE (2010), también en un estudio *post mortem* y, en la potenciación T1 obtenida con la secuencia GRE, en un campo magnético de baja intensidad y con imágenes de baja resolución, lo describe como una línea homogénea de alta intensidad; este mismo autor y sus colaboradores, en otro trabajo *post mortem*, describen el cartílago articular también como una línea homogénea, caracterizada por alta intensidad de señal, en las imágenes potenciadas en T1 obtenidas mediante la secuencia de la familia GRE denominada SPGR con la opción añadida de la supresión de la señal grasa (OLIVE y col., 2010b).

KLEITER y col. (1999) afirman que, en las imágenes *post mortem* potenciadas en T2 SE y T2* GRE, el cartílago no pudo ser diferenciado de la alta intensidad de señal procedente del líquido sinovial; por el contrario, BLAIK y col. (2000), en otro estudio *post mortem* de la extremidad equina, afirman que el cartílago daba lugar a una imagen oscura, es decir, a una baja intensidad de señal, en las imágenes potenciadas en T2* GRE, yendo esto en la misma línea que lo publicado por LATORRE y col. (2006), que defendían que el cartílago articular daba lugar a una imagen de color entre gris oscuro y negro en las imágenes potenciadas en T2 SE.

En la potenciación DP SE, el cartílago parece tener, según LATORRE y col. (2006), una intensidad de señal de moderada a alta que lo hace confundirse con el fluido sinovial.

MURRAY y col. (2009), aunque no especifica en que tipo de secuencia concreta, afirma que el cartílago articular, *post mortem*, da lugar a una intensidad de señal más alta en la potenciación T1 que en la potenciación T2 para IRM tanto de alto como de bajo campo magnético; señalando, además, que en ambas potenciaciones la señal del líquido articular ejercía un efecto de contraste frente al cartílago.

Como se intuye por lo expuesto hasta ahora, parece que el estudio del cartílago articular mediante IRM resulta complicado; cuando revisamos la bibliografía existente, encontramos ciertas contradicciones entre los distintos autores en cuanto a la intensidad de señal en algunas potenciaciones. A esta primera controversia hay que añadir que, como hemos reflejado en el apartado de revisión histológica del cartílago articular, éste posee una parte más alejada de la superficie y en contacto con el hueso subcondral que se encuentra calcificada. Algunos autores hablan de cartílago hialino articular para referirse a la parte no calcificada, y de cartílago articular cuando se refieren a ambas partes juntas (OLIVE y col., 2010b); esto genera una nueva cascada de incógnitas, ya que la diferente naturaleza de esta capa calcificada puede que dé lugar a una falta de señal en todas las potenciaciones y secuencias, como parece ocurrir con el hueso subcondral, con lo que aquella se estaría valorando en la IRM en conjunto con éste. Puede ocurrir que dicha capa dé lugar a una señal indiferenciable del resto del cartílago articular, con lo que se estaría valorando en conjunto con el resto del cartílago en todas las potenciaciones y secuencias, o también puede que dé lugar a una señal propia y característica que, según la potenciación y secuencia, o bien se confunde con el hueso subcondral o con el resto del cartílago, o bien emite a una intensidad de señal diferente de ambos. Esta última teoría estaría apoyada por ciertos indicios publicados en trabajos que aprecian, o bien una diferencia en el grosor de la señal emitida por el cartílago para cortes idénticos en diferentes potenciaciones (FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2009), o bien diferencias significativas entre el grosor de la capa de cartílago sin calcificar y el grosor del cartílago medido a partir de la señal emitida por éste en la IRM (OLIVE y col. 2010b).

En cualquier caso, si esta última hipótesis fuera acertada, podría no haberse dilucidado hasta ahora por culpa del gran efecto distorsionador del artefacto de volumen parcial o promedio, en una capa tan sumamente fina como es la parte calcificada del cartílago articular.

3.2.1.4.C. FIBROcartÍLAGO

Histología.

Tiene características intermedias entre el cartílago y el tejido de sostén fibroso denso; se encuentra, entre otros lugares, asociado al tejido conjuntivo denso de las cápsulas articulares, de los ligamentos y de las conexiones entre algunos tendones y

huesos; consiste en capas alternantes de cartílago hialino y gruesas capas de fibras de colágeno densas, orientadas en la dirección de las tensiones funcionales (YOUNG y HEATH, 2000); carece de pericondrio (MARSI, 2006; ROSS y PAWLINA, 2008) y posee fibras colágenas tanto del tipo I como del tipo II (ROSS y PAWLINA, 2008). La proporción de fibras de los tipos I y II varía con la estructura anatómica y la edad de los individuos; en los discos intervertebrales, la proporción de un tipo y otro es similar, sin embargo, en los meniscos de la rodilla humana, existe una proporción muy inferior del tipo II pero, a medida que los individuos envejecen, aumenta la proporción de colágeno de tipo II de forma general (ROSS y PAWLINA, 2008). Según VAN SICKLE (1993), el fibrocartílago que fija los ligamentos y tendones al hueso tiene grandes haces de fibras de colágeno, dispersas en un plano paralelo a la dirección de las fuerzas de tracción, con filas de pequeñas lagunas que contienen condrocitos entre los haces de colágeno; también según este autor existe fibrocartílago en los discos intervertebrales y forma el cartílago de las sínfisis. La sustancia fundamental amorfa es más abundante en la vecindad de las células, de tal modo que los haces de fibras de colágeno no son infiltrados por una matriz.

La presencia de fibrocartílago es indicativa de que el tejido debe soportar fuerzas tanto de compresión como de distensión (ROSS y PAWLINA, 2008).

IRM del fibrocartilago

En el ser humano, el fibrocartílago aparece normalmente oscuro en todas las secuencias (APARISI, 1991; HELMS y col., 2011); esto, según APARISI (1991), se debe a que su base es el tejido fibroso con poca retención de agua. Según estos autores, nunca deben existir zonas de hiperintensidad; por lo que el hecho de que aparezcan, implica una solución de continuidad o degeneración.

En el hombre, los desgarros de menisco se muestran mejor con secuencias de TE corto como DP SE, GRE T2* o T1; de hecho, la mayoría de los desgarros no se ven bien con secuencias de TE largo como T2 SE; por otra parte, las secuencias FSE DP poseen un artefacto borroso inherente que difumina los desgarros de menisco (HELMS y col., 2011).

En equinos, en las secuencias T1 SE obtenidas *post mortem*, se ha comprobado que el fibrocartílago emite una muy débil o nula señal (RUOHONIEMI y col., 1997);

sin embargo, KLEITER y col. (1999), en su trabajo, achacaron cierto incremento de señal en algunos ligamentos y tendones, en las imágenes potenciadas en T1 SE y DP SE, a la presencia de fibrocartílago en esas zonas; circunstancia que se puso de manifiesto al hacer el estudio histológico. BUSONI y col. (2004) publicaron que, en las imágenes obtenidas también *post mortem*, potenciadas en T1 SE y DP TSE con y sin saturación grasa, y en T2 TSE, el fibrocartílago de la superficie flexora del hueso navicular fue observado como una fina banda de intensidad de señal intermedia.

Como vemos, no está muy claro que el fibrocartílago de siempre lugar a escasa o nula señal; a esto hay que añadir que, según WERPY y col. (2010), hay trabajos que demuestran que, incluso en la IRM de alto nivel en medicina humana, todavía se están identificando algunas formas de fibrocartílago que dan problemas debido al artefacto de ángulo mágico, que podría alterar la señal normal, sobre todo en secuencias de pulsos con un TE corto o moderado.

3.2.1.4.D. CARTÍLAGO ELÁSTICO

Histología

Su estructura histológica es similar a la del cartílago hialino, pero su elasticidad es mayor gracias a la presencia de numerosos haces de fibras elásticas ramificadas en el seno de la matriz cartilaginosa (YOUNG y HEATH, 2000); posee, al igual que el cartílago hialino no articular, pericondrio (ROSS y PAWLINA, 2008) y está compuesto por fibras elásticas y de colágeno tipo II (STEVENS y LOWE, 2006); sin embargo, debido a que no se encuentra localizado en la extremidad equina no le prestaremos mayor atención.

3.2.1.4.E. HUESO

Histología general

El hueso está formado por células y una matriz extracelular, predominantemente colágena (colágeno tipo I), denominada osteoide que se mineraliza gracias al depósito de hidroxapatita cálcica, en virtud de la cual el hueso goza de una rigidez y resistencia considerables (YOUNG y HEATH, 2000).

Las células del hueso son: osteoblastos (que sintetizan osteoide, intervienen en la mineralización y se encuentran alineados a lo largo de las superficies óseas), osteocitos

(que son osteoblastos prácticamente inactivos, atrapados en el interior del hueso formado y que puede que ayuden en la nutrición del hueso) y osteoclastos (células fagocitarias capaces de erosionar el hueso y que, junto con los osteoblastos, son los ejes de la remodelación y recambio constantes del hueso) (YOUNG y HEATH, 2000).

El hueso forma el fuerte y rígido endoesqueleto al que se unen los músculos que hacen posible el movimiento; también actúa en la homeostasis del calcio y como reservorio del mismo y aunque pesado, posee una conformación arquitectónica óptima para proporcionar un máximo de resistencia con un peso mínimo (YOUNG y HEATH, 2000).

El tejido óseo adopta dos formas principales, *no laminar* y *laminar*; el primero es una forma inmadura y, en él, las fibras de colágeno del osteoide se distribuyen al azar; este hueso no laminar se forma cuando los osteoblastos producen osteoide con rapidez, como sucede durante el desarrollo fetal o bien, en los adultos, en el caso de una neoformación rápida, por ejemplo en la consolidación de una fractura. El hueso no laminar termina por ser remodelado a hueso laminar, que es más fuerte y elástico. El hueso laminar, por contra, está formado por haces de colágeno paralelos y regulares dispuestos en láminas. Casi todos los huesos del adulto sano son laminares (YOUNG y HEATH, 2000).

A diferencia del cartílago, el hueso crece únicamente por aposición, ya que, puesto que la sustancia intercelular se mineraliza rápidamente, no es posible el crecimiento intersticial del mismo; por tanto, los huesos aumentan de tamaño y cambian de forma por adición de capas, en una o más de las superficies óseas existentes, y por remoción de otras superficies (YOUNG y HEATH, 2000).

El tejido óseo laminar da lugar a dos tipos de huesos en el organismo, ambos presentes en la extremidad equina; los huesos largos y los huesos cortos, la diferencia palpable entre unos y otros es la presencia, en los primeros, de cavidad medular en su diáfisis; mientras que los segundos, por el contrario, completan el espacio interior a su capa externa densa y rígida con finas trabéculas interconectadas (YOUNG y HEATH, 2000).

E.1. Hueso largo

Histología

El hueso largo consta de dos extremos, llamados epífisis, y una zona central denominada diáfisis, que las une; cada región está compuesta por el mismo biomaterial laminar óseo, que está organizado de forma diferente para realizar mejor su función biomecánica (VAN SICKLE, 1993). El hueso compacto forma las gruesas paredes de la diáfisis, mientras que el hueso esponjoso ocupa sólo una parte de la gran cavidad medular central; este hueso esponjoso consiste en una red de finas láminas irregulares, llamadas trabéculas, separadas por espacios intercomunicados. En los animales inmaduros, las cavidades medulares de la mayor parte de los huesos contienen médula ósea activa (roja), responsable de la producción de las células de la sangre; pero, en los animales maduros, a excepción de unos pocos lugares, las cavidades medulares de los huesos están ocupadas por médula ósea inactiva (amarilla), compuesta en su mayor parte por tejido adiposo (YOUNG y HEATH, 2000).

Las epífisis de los huesos largos están recubiertas por una capa de cartílago hialino especializado o cartílago articular; debajo de éste tienen una cubierta delgada de hueso compacto (hueso subcondral) con una red de trabéculas que se extienden por esta estructura y terminan cerca del comienzo de la diáfisis (VAN SICKLE, 1993).

La superficie externa del hueso, a excepción de la zona cubierta por el cartílago articular y de aquellos lugares donde los tendones y ligamentos se insertan, está cubierta por el periostio (YOUNG y HEATH, 2000).

Las superficies internas del hueso, incluidas las trabéculas del hueso esponjoso, están revestidas de una delicada capa de fibras de tejido conjuntivo y células escamosas osteoprogenitoras derivadas del mesénquima, que pueden sufrir mitosis y diferenciarse en osteoblastos; esta capa se denomina endostio y, junto con la capa celular del periostio, es responsable de la remodelación y reparación óseas (YOUNG y HEATH, 2000).

En el animal en crecimiento, los huesos largos crecen en longitud mediante un proceso de osificación endocondral que tiene lugar en la placa de crecimiento o epifisiaria o fisis, situada en cada uno de los extremos en la unión entre diáfisis y epífisis. La unión de la diáfisis con la placa de crecimiento se denomina metáfisis

(YOUNG y HEATH, 2000); así, esta región metafisaria está formada por una placa de cartílago hialino especializado, que es responsable del crecimiento del hueso del animal en longitud, y por la metáfisis propiamente dicha, en la que las trabéculas temporales de transforman en permanentes. La fisis y la metáfisis se conocen también como complejo epifisario metaepifisario, que funciona con la finalidad de aumentar la longitud del hueso y proporciona un andamiaje para la construcción del hueso poroso metafisario. Al cesar el crecimiento, la fisis se osifica dejando una placa de hueso transversal perforada (escara epifisaria) y la metáfisis se transforma en el área metafisaria de la diáfisis (VAN SICKLE, 1993).

Un corte longitudinal a través de la placa epifisaria del hueso en crecimiento muestra cinco zonas o regiones que, desde la epífisis a la metáfisis, son las siguientes (VAN SICKLE, 1993):

- Una zona estrecha de cartílago en reposo (germinal), adyacente al hueso y a la cavidad medular de la epífisis.
- Una zona de proliferación celular, donde los condrocitos son algo más grandes y tienden a formar filas o columnas en ángulo recto con la epífisis, es decir, paralelas a la diáfisis.
- Una zona de síntesis de la matriz, en la que cada célula se encuentra separada de la adyacente por una capa de matriz.
- Una pequeña zona de maduración celular, en la que las células están agrupadas en columnas y donde, a medida que progresa la maduración, las células aumentan de tamaño, acumulan glucógeno y comienzan a producir fosfatasa, que a su vez inicia la calcificación.
- Una zona de calcificación provisional, que está formada por grupos de, al menos, dos o tres células hipertrofiadas, que se hallan rodeadas por una pared de matriz calcificada. Los tabiques transversos intercelulares no se calcifican.

Hay ciertos huesos que se originan directamente a partir del mesénquima, con lo que siguen un proceso de osificación intramembranosa, y otros, como los que nos

ocupan en la extremidad equina, que se forman por un proceso de osificación endocondral, ya que lo hacen a partir de un tejido cartilaginoso preexistente; sin embargo, estos últimos realmente crecen en longitud por osificación endocondral, a partir de la fisis cartilaginosa, pero en grosor crecen en virtud de una osificación intramenbranosa, añadiendo nuevas laminillas circunferenciales externas a partir del periostio; por tanto, el crecimiento en longitud es independiente del crecimiento en grosor y puede haber factores que afecten a uno y no a otro (VAN SICKLE, 1993). La región cubierta por el cartílago articular también crece en grosor durante el desarrollo del animal, esto lo hace merced a este mismo cartílago y a sus estratos profundos, que en el animal joven, forman un complejo articular-epifisario; los estratos profundos son penetrados extensamente por brotes vasculares procedentes de las regiones osificadas próximas y, a medida que el animal madura, van osificándose para formar tejido óseo esponjoso y hueso subcondral compacto, con lo que, la nutrición del cartílago articular pasa entonces a ser exclusivamente por difusión a partir del líquido sinovial (ALONSO, 2009).

IRM de la fisis de los huesos largos en crecimiento.

El cartílago de crecimiento de los huesos largos en los equinos neonatos aparece, en T1 SE y DP SE, como una línea hiperintensa en relación con el tejido óseo esponjoso, infiltrado de médula ósea, que lo rodea; sin embargo, en T2, en su zona central, aparece isointenso en relación con este tejido esponjoso, pero separado de este por dos líneas periféricas hipointensas, casi negras (FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2009).

E.2. Hueso corto

Histología

No se distinguen en él epífisis ni diáfisis, y tampoco posee, bajo su capa externa densa y rígida de hueso compacto, una cavidad medular libre sin trabéculas óseas, sino que estas últimas ocupan la totalidad del espacio interior (YOUNG y HEATH, 2000).

3.2.1.4.F. TEJIDO ÓSEO COMPACTO

Como ya hemos dicho, el tejido óseo laminar es el que, de ordinario, forma tanto los huesos largos como los cortos; sin embargo, dentro de ambos, se organiza en forma de tejido óseo compacto o de tejido óseo esponjoso, que también se denominan

respectivamente hueso compacto y hueso esponjoso, de los cuales trataremos a continuación.

Histología

El tejido óseo compacto es el que forma la capa externa dura y rígida tanto de huesos largos como de huesos cortos; está formado por columnas óseas paralelas que, en los huesos largos, se disponen siguiendo el eje mayor, es decir, las líneas de tensión a que el hueso está sometido. Cada columna consta de capas óseas concéntricas o laminillas, dispuestas alrededor de un canal central que contiene vasos sanguíneos, linfáticos y nervios; estos canales neurovasculares reciben el nombre de canales de Havers o canales haversianos y, junto con las laminillas concéntricas, forman los sistemas de Havers. Los haces neurovasculares establecen interconexiones entre sí y con el endostio y el periostio a través de los canales perforantes o de Volkmann, que atraviesan las columnas formando ángulos rectos u oblicuos con los canales de Havers. Los osteocitos se disponen en anillos concéntricos en las laminillas, dentro de unos espacios de la matriz llamados lagunas; esta disposición ocurre merced a la manera en que se sintetizan las laminillas a partir de los osteoblastos. Entre las lagunas y el canal central existen unos diminutos canalículos que los comunican y que contienen las prolongaciones citoplasmáticas de los osteocitos. En la parte más externa del hueso compacto, se producen laminillas concéntricas de hueso cortical a partir de los osteoblastos del periostio, y en la parte medular interna del hueso, tanto largo como corto, las laminillas circunferenciales, similares pero irregulares, se fusionan con el hueso de las trabéculas. El hueso compacto maduro está formado, en el 70% de su peso, por sales inorgánicas y en el resto por matriz orgánica. El colágeno constituye el 90% del componente orgánico, y el resto corresponde a los proteoglucanos de la sustancia fundamental y a un grupo de moléculas no colagénicas que parecen intervenir en la mineralización del hueso; es decir que, cuantitativamente, el hueso compacto es básicamente calcio y fósforo, en forma de sales de hidroxapatita, y colágeno tipo I, lo que básicamente condicionará, como veremos más adelante, su imagen en los exámenes de RM. El colágeno del hueso representa alrededor de la mitad de la cantidad total existente en el organismo; mientras que los proteoglucanos de la sustancia fundamental contribuyen en una proporción mucho menor, en comparación con el cartílago, y consisten fundamentalmente en condroitín sulfato y ácido hialurónico, organizados en

agregados de proteoglicanos (YOUNG y HEATH, 2000). Las fibras de colágeno en cada laminilla osteonal se disponen en espiral con respecto al eje mayor del canal central; además de su orientación espiral, las fibras de colágeno discurren en ángulo recto con las de cada laminilla adyacente; esta distribución proporciona una considerable resistencia a cada osteona (VAN SICKLE, 1993). De las funciones de la sustancia fundamental, es relevante, desde el punto de vista de la IRM, el hecho de que controle el contenido acuoso de los huesos; además, hay otros compuestos orgánicos, poco importantes cuantitativamente, como la osteocalcina, la osteonectina y las sialoproteínas. El componente mineral conjuga los cristales de hidroxiapatita con una pequeña porción de carbonato de magnesio y de iones sodio y potasio; además, tiene afinidad por los metales pesados y los contaminantes radiactivos medioambientales. Una parte importante del componente mineral permanece en forma no cristalina, proporcionando un tampón fácilmente accesible para la homeostasis del calcio del organismo (YOUNG y HEATH, 2000).

IRM del hueso cortical o tejido óseo compacto

En el ser humano, el hueso cortical o compacto es negro en todas las secuencias de obtención de imagen, porque los protones del interior de la matriz mineralizada son incapaces de resonar y producir una señal (APARISI, 1991; GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000; HELMS y col., 2011). Según MAJUMDAR y GENANT (1995), además de la escasa movilidad protónica, el tiempo de relajación T2 de estos protones es muy corto con lo que, durante la obtención de imagen, se da una rapidísima descomposición de la señal.

En equinos, desde los primeros estudios, tanto *post mortem* como *ante mortem*, se ha comprobado que el hueso compacto sigue evidentemente esta norma (PARK y col., 1987; MARTINELLI y col., 1996; DENOIX y col., 1996; RUOHONIEMI y col., 1997; KLEITER y col., 1999; BLAIK y col., 2000; BUSONI y col., 2004; HEVESI y col., 2004; BUSONI y col., 2005; BARBER y col., 2006; LATORRE y col., 2006).

F.1. Hueso subcondral

Histología

En las superficies articulares hay una delgada capa de cortical formada por hueso compacto, denominada hueso subcondral; que recibe este nombre debido a que está recubierta por una fina capa de cartílago hialino articular (FAWCETT, 1987).

IRM del hueso subcondral

En el ser humano, en las secuencias STIR o FSE T2 con saturación de la grasa y GRE T1, el hueso subcondral aparece negro, como corresponde al tejido óseo compacto que lo compone (HELMS y col., 2011).

En los equinos, PARK y col. (1987), en un primer estudio de la anatomía de una extremidad *post mortem*, a la vista de sus imágenes potenciadas en T1 SE, afirman que el hueso compacto subcondral da lugar a baja intensidad de señal; sin embargo, MARTINELLI y col. (1996; 1996b), tras sus estudios *post mortem*, señalan que, en las imágenes potenciadas en T1 SE, el hueso subcondral estaba representado por una alta intensidad de señal; afirman incluso que la parte calcificada de cartílago posee una intensidad de señal aún menor que la del hueso compacto cortical.

Estudios posteriores vuelven a coincidir con los primeros en cuanto a la baja intensidad de señal del hueso subcondral en las imágenes potenciadas en T1 SE (LATORRE y col., 2006), incluso, en otros casos, obtenidas con una secuencia del tipo GRE, afirmando que éste daba lugar a una imagen de color negro (BLAIK y col., 2000).

OLIVE (2010), en un estudio *post mortem*, describe el hueso subcondral, en la potenciación T1 obtenida con la secuencia GRE convencional en un campo magnético de baja intensidad, como una placa con ausencia de señal; también se describe así en otro estudio *post mortem* de este mismo autor, en el que se utiliza la potenciación T1, obtenida mediante el tipo de secuencia SPGR de la familia de secuencias GRE, con la variante añadida de supresión de la señal grasa (OLIVE y col., 2010b).

En las imágenes potenciadas en T2* GRE, el hueso subcondral daba lugar también a una imagen oscura, es decir a una baja intensidad de señal; en esta

potenciación, el límite entre el cartílago y el hueso fue difícil de establecer (BLAIK y col., 2000).

En las imágenes potenciadas en DP SE y T2 SE, nuevamente el hueso subcondral da lugar a una intensidad de señal baja (LATORRE y col., 2006).

Puesto que, como ya hemos señalado en la parte histológica de esta revisión, el hueso subcondral se trata de una fina capa de tejido óseo compacto, es lógico pensar que, coincidiendo con la mayor parte de los autores, éste no dé lugar a señal en estado normal; incluso, se puede relacionar su grado de hipointensidad con la densidad mineral que posee, acercándose más al negro cuanto mayor sea ésta (OLIVE y col., 2010).

3.2.1.4.G. TEJIDO ÓSEO ESPONJOSO

Histología

Está compuesto por una red de trabéculas óseas separadas por espacios laberínticos comunicantes que contienen médula ósea. Las trabéculas son finas y están formadas por laminillas irregulares de hueso con lagunas en las que se encuentran los osteocitos; HELMS y col. (2011) distinguen entre trabéculas primarias y secundarias, sirviendo estas últimas de puente entre las primarias. Este tipo de hueso no suele contener sistemas de Havers, y los osteocitos intercambian sus metabolitos con los sinusoides de la médula ósea a través de los canalículos. Las trabéculas están revestidas por una delicada capa de endostio que contiene células progenitoras, osteoblastos y osteoclastos. Este hueso esponjoso ocupa el interior de los huesos cortos y de las epífisis y parte del espacio medular de la diáfisis de los huesos largos (YOUNG y HEATH, 2000).

IRM del tejido óseo esponjoso

No hemos encontrado en la bibliografía ninguna referencia a la intensidad de señal generada por el tejido óseo esponjoso como tal en las diferentes potenciaciones ya que, en las distintas publicaciones, se refieren a la señal combinada de las trabéculas y la médula ósea que contienen; por lo tanto, trataremos este punto en el apartado referente a la IRM de la médula ósea.

3.2.1.4.H. MÉDULA ÓSEA

Histología.

La médula ósea se puede considerar un tejido de sostén; aunque, dependiendo del tipo, hay componentes conjuntivos que pueden abundar más o menos, tal es el caso del tejido adiposo; pese a esto, trataremos sobre ella en este apartado, debido a su estrecha relación con el tejido óseo y con la imagen que éste genera mediante RM.

En función del tipo de tejido predominante en la cavidad e intersticios medulares óseos, la médula ósea se clasifica en *roja o amarilla*.

La médula ósea roja es hematopoyéticamente activa, en tanto que la médula ósea amarilla contiene grasa y es hematopoyéticamente inactiva. La médula roja se puede convertir en amarilla y viceversa, de acuerdo con los cambios en la demanda de hematopoyesis. El suministro de sangre a la médula ósea, tanto roja como amarilla, procede principalmente de una arteria nutricia que penetra hacia la mitad del tallo de los huesos largos; esta arteria se extiende a lo largo del eje longitudinal del hueso y envía ramas radiales por toda la médula, ramas que terminan en la periferia y conectan con los vasos venosos. Los senos venosos o vasculares de la médula son vasos de pared delgada que se anastomosan profusamente y transportan la sangre de nuevo a la vena central. La médula ósea carece de vasos linfáticos, y sus nervios son vasomotores y se encuentran asociados con los vasos sanguíneos (DELDAR, 1993).

H.1. Médula ósea amarilla.

La médula ósea inactiva recibe el nombre de médula ósea amarilla, y es la forma principal de médula ósea en la cavidad medular de los huesos del adulto, que ya no son hematopoyéticamente activos. En estos huesos, la médula ósea roja ha sido reemplazada completamente por tejido adiposo; incluso en los huesos que tienen médula ósea hematopoyéticamente activa de los adultos, alrededor de la mitad del espacio medular está ocupado por tejido adiposo; no obstante, la médula ósea amarilla retiene su potencialidad hematopoyética y, si es necesario, puede volver a convertirse en médula roja, tanto por extensión del tejido hematopoyético hacia el tejido adiposo como por la repoblación de este último por células madre circulantes (ROSS y PAWLINA, 2008).

H.2. Médula ósea roja.

Está formada por una red de senos vasculares muy ramificados y por fibroblastos que forman intersticios ocupados por células hematopoyéticas. La producción de células sanguíneas de la médula ósea es astronómica que además, también posee las funciones de retirada de eritrocitos de la circulación y de servir de lugar de maduración de los linfocitos B (YOUNG y HEATH, 2000).

Al comienzo de la vida, toda la médula ósea es hematopoyéticamente activa y produce todas las líneas de células sanguíneas; a medida que aumenta la edad del animal, la demanda de células sanguíneas disminuye y, por lo tanto, la médula roja es sustituida gradualmente por médula amarilla en reposo. En los animales adultos, únicamente el esternón, las vértebras, las costillas, el cráneo, la pelvis y las epífisis de los huesos largos contienen médula activa; el resto de la médula está ocupada por células adiposas (DELDAR, 1993). En la extremidad distal de los caballos, la médula ósea roja es sustituida gradualmente por médula ósea amarilla de forma centripeta, siendo completamente reemplazada en torno a la edad de tres años; sin embargo, el patrón normal de cambio a lo largo del tiempo, en esta sustitución del tipo medular, es aún desconocido (SHERLOCK y col., 2010).

El compartimento hematopoyético de la médula ósea está compuesto por cordones irregulares anastomosados, que están situados entre los senos vasculares (DELDAR, 1993). Existen unas células adventicias, que son de tipo reticular, llamadas retículo adventiciales, que cubren la parte externa de la superficie de los senos vasculares y se ramifican en los compartimentos hematopoyéticos que las rodean; estas ramas se anastomosan profusamente y forman una red que soporta las células hematopoyéticas, proporcionando varios microambientes a las mismas. Las retículo adventiciales son células dinámicas que se pueden llenar de grasa y se convierten en células adiposas durante los periodos que disminuye la hematopoyésis. La grasa de la médula ósea representa un tampón mecánico que ocupa o libera espacio en el interior de la cavidad medular en respuesta a las cambiantes demandas de hematopoyésis, así, un aumento de la hematopoyésis, con el subsiguiente aumento de la velocidad de suministro de células al torrente circulatorio, se asocia con una reducción de la grasa de la médula y de la cubierta adventicia (YOUNG y HEATH, 2000).

IRM de la médula ósea

H.3. Medula ósea amarilla

La señal de la grasa medular posee una intensidad similar a la de la grasa subcutánea, aunque se interrumpe por la falta de señal de las trabéculas allí donde las hay; por lo tanto, el hueso esponjoso da lugar a una ligera apariencia granular (KLEITER y col., 1999); esta señal es alta en T1 SE (PARK y col., 1987; BELTRÁN, 1991; MARTINELLI y col., 1996; DENOIX y col., 1996; RUOHONIEMI y col., 1997; KLEITER y col., 1999; HEVESI y col., 2004; LATORRE y col., 2006; HELMS y col., 2011; BUSONI y col., 2004 y 2005), en T1 GRE (BLAIK y col., 2000), en TSE DP y TSE T2 (BUSONI y col., 2005), y en DP SE (BELTRÁN, 1991; KLEITER y col., 1999; BARBER Y col., 2006; LATORRE y col., 2006; HELMS y col., 2011). La intensidad de señal es más baja, entre ligera e intermedia tonalidad de gris, en T2 SE (BELTRÁN, 1991; KLEITER y col., 1999; LATORRE y col., 2006; HELMS y col., 2011) y en T2* GRE (KLEITER y col., 1999; BLAIK y col., 2000; HEVESI y col., 2004), y se define como baja, aunque algo mayor a la del hueso compacto, en TSE DP y en TSE T2 con saturación de la señal grasa (BUSONI y col., 2005), y como muy baja, próxima la negro, en las secuencias STIR T2 (BARBER y col., 2006). HEVESI y col. (2004), no obstante, en imágenes obtenidas *post mortem*, potenciadas en T1 con la opción IR con un tiempo de inversión de 150ms, afirmaron que la sustancia esponjosa del hueso aparecía con una intensidad de señal reducida.

H.4. Medula ósea roja

Para nuestra especie, BELTRÁN (1991) afirma que la médula ósea roja tiene una intensidad de señal entre intermedia y baja en todas las secuencias de pulso; sin embargo, tratados más actuales (HELMS y col., 2011) son más precisos y afirman que la médula hematopoyética es algo hipointensa, en relación con la grasa, en las imágenes potenciadas en T1, y levemente hiperintensa, en relación con el músculo, en todas las secuencias. Como la médula amarilla y la médula roja muestran una señal intermedia en las imágenes potenciadas en T2 SE, pueden ser difíciles de distinguir en esa secuencia; sin embargo, en las imágenes STIR o T2 con supresión grasa, la médula roja muestra una intensidad de señal intermedia y, por tanto, mayor que la de la médula amarilla. Nunca es normal que la médula roja tenga una intensidad de señal menor que la del

músculo o la de los discos intervertebrales normales en T1 SE; esto se debe a que, en la médula roja normal, un número significativo de células de grasa está disperso entre los elementos de la médula roja, y contribuye a una intensidad de señal mayor que la que aparece en el músculo o en los discos intervertebrales en T1 SE. Cuando la médula roja tiene una intensidad de señal igual o menor, casi siempre se debe a la existencia de un proceso patológico asociado; de hecho el estrés crónico y los estímulos biomecánicos disminuyen la vascularización en localizaciones específicas de la médula y estimulan la conversión de la médula roja en médula amarilla (HELMS y col., 2011).

Es importante tener en cuenta que la presencia de un aspecto normal de la médula en la RM no elimina la posibilidad de una enfermedad medular significativa, sobre todo al comienzo de un proceso tumoral, donde la proliferación de células anormales puede ser indistinguible de la médula roja normal. A menudo, dentro del aspecto normal, es evidente una línea fina de señal de baja intensidad en la zona en que se cierra una placa fisaria (cicatriz fisaria) (HELMS y col., 2011).

Las secuencias STIR son muy sensibles para detectar los procesos medulares sutiles; las secuencias FSE T2 con saturación de la grasa tienen una sensibilidad similar, pero pueden mostrar una supresión heterogénea de la grasa y, por su parte, las secuencias potenciadas en T1, se consideran buenas para detectar tumores y edema medular prominente; aunque, estas últimas no son tan sensibles como las STIR para un proceso patológico más sutil. Algunas secuencias GRE T2*, en los equipos de fuerza media y baja, son útiles para detectar las enfermedades medulares; no obstante, es un tipo de secuencia útil para detectar lesiones en las que se ha destruido hueso trabecular o cortical. En las secuencias FSE T2 sin supresión de la grasa, los procesos patológicos medulares pueden oscurecerse debido a la similar intensidad de la grasa y de las lesiones, y en los equipos de alta fuerza, con las secuencias GRE, debido a la susceptibilidad del hueso trabecular, los procesos patológicos se pasan por alto (HELMS y col., 2011).

3.2.1.4.I. PERIOSTIO

Histología

El periostio cubre la superficie externa de la mayor parte del hueso, y se trata de una capa de tejido fibroso muy condensado que se une al hueso subyacente mediante

haces de fibras de colágeno llamadas fibras de Sharpey, que pueden atravesar por completo el espesor del hueso cortical (YOUNG y HEATH, 2000); esta membrana fibroelástica dura tiene dos capas: una interna vascular y celular osteogénica, que proporciona células para la formación del hueso, y otra externa fibrosa, formada por fibras de colágeno ordenadas irregularmente y vasos sanguíneos. Los vasos se ramifican y penetran en los canales perforantes y finalmente alcanzan las osteonas. La capa celular es más evidente en los jóvenes que en los adultos y, tanto en unos como en otros, el periostio está unido firmemente al hueso por haces de fibras de Sharpey (VAN SICKLE, 1993). En las superficies articulares de los huesos y en los lugares de inserción de los tendones y ligamentos no hay periostio (YOUNG y HEATH, 2000).

IRM del periostio

No hemos encontrado en la bibliografía mención expresa a la señal emitida por el periostio en las diferentes potenciaciones; no obstante, sí hay mención en la bibliografía a la señal emitida por el periostio modificado de la tercera falange del equino; sin embargo, esta cuestión se tratará en el apartado correspondiente a la anatomía de esta región.

3.2.1.4.J. CÁPSULAS ARTICULARES

Histología

Las cápsulas articulares están compuestas por una membrana fibrosa (estrato fibroso), situada en el lado externo y formada por tejido conjuntivo denso, y una membrana sinovial (estrato sinovial), de ubicación interna (WELSCH, 2009).

J.1. Membrana fibrosa

Histología

La membrana fibrosa, formada por tejido conjuntivo denso irregular (VAN SICKLE, 1993), está en continuidad con el periostio y contribuye a la estabilidad de la articulación (WELSCH, 2009).

IRM de la membrana fibrosa

Junto con los ligamentos, forma el elemento más externo de las articulaciones y entre los primeros y la membrana fibrosa, según APARISI (1991), no podemos establecer diferencias en RM; para este autor, su traducción en todas las secuencias SE es falta de intensidad de señal.

En equinos, LATORRE y col. (2006) hacen referencia a la membrana fibrosa de la cápsula articular como una estructura que aparece de color negro en las imágenes potenciadas en DP SE.

J.2. Membrana sinovial

Histología

La membrana sinovial reviste no sólo la superficie interna de la cápsula sino también la superficie interna de las vainas tendinosas y de las bolsas subtendinosas; se trata de un tejido colágeno especializado, responsable de la elaboración del líquido sinovial que lubrica el movimiento de las superficies. El tejido sinovial puede ser de tipo colágeno laxo (membrana sinovial areolar), de tipo colágeno más denso (membrana sinovial fibrosa), o puede estar formado predominantemente por tejido adiposo (membrana sinovial adiposa), como sucede en las almohadillas grasas intraarticulares (YOUNG y HEATH, 2000). La clase de tejido predominante en las membranas sinoviales varía con su localización en el interior de la articulación e identifica el tipo de membrana sinovial; en áreas no sometidas a tracción o presión, la membrana sinovial reposa sobre tejido conjuntivo laxo; aquellas partes de la articulación que están sometidas a estrés tienen membranas sinoviales fibrosas en las que las células sinoviales forman un recubrimiento discontinuo y donde los espacios intercelulares están llenos de sustancia fundamental amorfa y fibras, y en algunas otras áreas, la membrana está formada por tejido adiposo con una sola capa de células que reposan sobre el tejido conjuntivo delgado (VAN SICKLE, 1993).

La superficie de la membrana sinovial está plegada y posee pequeñas vellosidades que se extienden a cierta distancia en la cavidad articular; esta superficie libre de la membrana sinovial posee una capa discontinua de células sinoviales que carecen de complejos de unión y no descansan sobre una membrana basal, por lo que no forman un

epitelio; además, este tejido sinovial contiene numerosos vasos sanguíneos, canales linfáticos y nervios (YOUNG y HEATH, 2000). Se distinguen en la membrana sinovial la **íntima sinovial** interna (capa de revestimiento sinovial) y la **capa subintimal** externa (subsínovial). La íntima sinovial posee de una a cuatro capas de células sinoviales (sinoviocitos) que no son células epiteliales; estas células son de dos tipos:

- Células de tipo macrófago, que pueden fagocitar y predominan en los adultos.
- Células de tipo fibroblástico, que tienen un retículo endoplasmático rugoso abundante y pueden contener gránulos de secreción; estas células producen tanto la matriz conjuntiva típica, con fibrillas colágenas, como el líquido sinovial.

El **tejido subintimal** es el que contiene vasos sanguíneos y linfáticos abundantes, muchos adipocitos, así como fibras nerviosas vegetativas y algunos corpúsculos sensoriales; además de fibrillas colágenas, aquí también hay fibras elásticas que impiden que los pliegues sinoviales queden aprisionados entre las superficies articulares. En los sitios en que la cápsula se encuentra bajo presión el tejido subintimal es muy delgado y no contiene adipocitos (WELSCH, 2009).

IRM de la membrana sinovial

En el ser humano, en los cortes y secuencias que se realizan habitualmente, no suele ser evidente, a menos que haya un engrosamiento patológico (APARISI, 1991; HELMS y col., 2011). Según APARISI (1991), su espesor no permite individualizarla de los elementos de contención a los cuales recubre; la consecuencia en RM es una baja intensidad de señal en las tres potenciaciones básicas, de modo similar a lo que ocurre con la cápsula que recubre; sin embargo, para HELMS y col. (2011), las imágenes potenciadas en T1 SE muestran el pannus sinovial como un tejido de intensidad de señal intermedia, ligeramente mayor que la del líquido articular o el músculo adyacentes; es decir, que resultaría difícil de individualizar del líquido sinovial, más bien que de la cápsula articular.

Las secuencias más útiles, en los estudios realizados en nuestra especie son T1 SE con saturación grasa, tras administración i.v. de contraste de gadolinio, ya que, con el

contraste, el aumento de señal es mucho más evidente debido a su importante red vascular (APARISI, 1991; HELMS y col., 2011).

En la potenciación T2 con secuencias SE convencionales y STIR, normalmente, es imposible distinguir la sinovial hipertrofiada del líquido articular (HELMS y col., 2011).

En la extremidad equina, la primera referencia clara al tejido sinovial que encontramos está en la publicación de BLAIK y col. (2000), en la que afirman que éste, en las imágenes obtenidas *post mortem*, potenciadas en T1 GRE, aparece de color gris oscuro junto con el líquido sinovial, con lo que, coincidiendo con lo que dicen HELMS y col. (2011) para la especie humana, en principio, sería difícil de diferenciar del fluido sinovial y no de la cápsula, en esta potenciación; en T1 SE la imagen a la que da lugar, en conjunto con el líquido sinovial, se ha descrito como de color gris (LATORRE y col., 2006). Existe un trabajo interesante en esta misma potenciación T1 SE, con un imán de 0,25T, aunque con una secuencia diseñada para su posterior estudio tridimensional, en que, utilizando contraste de gadolinio dentro de la articulación y realizando cortes de 0.7mm, se discriminan las fibras de tejido blandas e hipointensas en relación con la mezcla de contraste y fluido sinovial; se observan como una estructura de naturaleza tipo tela finamente reticulada que representa el tejido sinovial (GETMAN y col., 2007).

En las imágenes *post mortem* de la extremidad equina, potenciadas en T2* GRE, el tejido sinovial daba lugar a una alta intensidad de señal (BLAIK y col., 2000); LATORRE y col. (2006), en las potenciadas en T2 SE y DP SE, describen la intensidad de señal del tejido sinovial como alta, dando lugar a color blanco en la imagen, sin embargo, tampoco lo discriminan del fluido sinovial.

3.2.1.4.K. LÍQUIDO SINOVIAL

Histología.

En una articulación normal, el líquido sinovial apenas es algo más que una fina película que cubre las superficies articulares. Como el espacio articular no está separado de la membrana sinovial por un epitelio, el fluido sinovial representa una forma líquida sumamente especializada de la matriz extracelular sinovial, más que una secreción en el sentido habitual del término; está formado, en su mayor parte, por ácido hialurónico y

glucoproteínas asociadas que son secretados por un tipo de sinoviocitos y el componente líquido es un trasudado procedente de los capilares sinoviales. Esta disposición facilita el intercambio continuo de oxígeno, anhídrido carbónico y metabolitos entre la sangre y el líquido sinovial, que es el sostén metabólico principal del cartílago articular. El líquido sinovial normal contiene también un pequeño número de leucocitos, entre los que predominan los monocitos (YOUNG y HEATH, 2000).

DELMANN (1993) lo describe como un líquido cuya composición es similar a la del plasma con una cantidad sustancial de ácido hialurónico polimerizado; según este autor, se trata principalmente de un ultrafiltrado de la sangre con células de tejido conjuntivo y sinoviocitos, además de otros compuestos que lubrican las superficies articulares.

WELSCH (2009) lo define como un líquido transparente y filante, que es tanto un dializado del plasma sanguíneo como un producto de secreción de los sinoviocitos, principalmente de los de tipo fibroblástico; según este autor contiene, sobre todo, proteínas, hialuronato, glucosa y agua; posee funciones lubricantes y amortiguadoras, y nutre el cartílago articular ayudado por los fenómenos de compresión y empuje de éste. Una glucoproteína mucoide producida por los sinoviocitos fibroblásticos, la lubricina, aumenta la capacidad de deslizamiento de la superficie del cartílago articular.

IRM del líquido sinovial

Según APARISI (1991), el comportamiento de los líquidos orgánicos en RM es característico; presentan baja intensidad de señal en T1 SE y en DP SE, y alta en T2 SE. La sensibilidad para la detección del líquido es alta, aunque su especificidad es baja. Con las secuencias GRE potenciadas en T2*, la intensidad señal de este líquido es mayor, al igual que ocurre en el caso del cartílago articular.

A pesar de lo dicho, el fluido sinovial, en la extremidad equina *post mortem*, ya fue descrito por PARK y col. en 1987 como uno de los tejidos que daban lugar a una alta intensidad de señal en las imágenes potenciadas en T1 SE, coincidiendo con otros trabajos posteriores (KLEITER y col., 1999); por otro lado, LATORRE y col. (2006) en estas imágenes T1 SE describieron el fluido sinovial junto con el tejido sinovial como de color gris; FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col. (2009), en esta misma potenciación, describen al líquido sinovial como hipointenso en relación al cartílago articular; BLAIK

y col. (2000), en un estudio también *post mortem*, afirman que el líquido sinovial da lugar a un color gris oscuro, y por tanto a una señal intermedia-baja, en las imágenes potenciadas en T1 GRE. En potros neonatos, *post mortem*, en la potenciación T1 SE, se describió que los fluidos articulares presentaban una intensidad de señal media; sin embargo, en estos potros y en caballos adultos, estas imágenes obtenidas *post mortem*, potenciadas en T1 pero, en las que se utilizó la opción IR con un tiempo de inversión de 150ms, mostraron el líquido sinovial de las cavidades articulares y de la bolsa navicular con una alta señal de intensidad, viéndose con un contraste extremadamente pronunciado (HEVESI y col., 2004).

En las imágenes *post mortem* potenciadas en T2 SE (KLEITER y col., 1999; LATORRE y col., 2006), T2* GRE (KLEITER y col., 1999; BLAIK y col., 2000; HEVESI y col., 2004), T2 TSE o FSE (HEVESI y col., 2004; FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2009), T2 STIR con la opción Fast (FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2009), T2 TSE con saturación grasa, DP TSE con y sin saturación grasa (BUSONI y col., 2004), y DP SE (LATORRE y col., 2006) el líquido sinovial daba lugar a una alta intensidad de señal; calificada ésta, tanto para potros como para adultos, incluso, como extremadamente alta en las imágenes potenciadas en T2* GRE por algunos de los autores (HEVESI y col., 2004).

La primera referencia al líquido sinovial que aparece en un estudio *in vivo* de la extremidad equina es la que hacen KOTANI y col. (1999), cuando dicen que los tendones flexores digitales están rodeados por una vaina de alta intensidad de señal, aunque no especifican si esto aparece en las imágenes potenciadas en T1 SE, T2 SE o en ambos tipos, y tampoco especifican si atribuyen el origen de la señal al líquido sinovial, a la sinovia o a ambos.

DYSON y col. (2003 y 2003b), en sus estudios acerca de las lesiones en la extremidad equina mediante IRM *in vivo*, afirman que, en las imágenes potenciadas en T2* GRE, el fluido sinovial produce una alta intensidad de señal. También GONZÁLEZ y col. (2010) señalan que el fluido articular, *in vivo*, es hiperintenso en las imágenes potenciadas en DP mediante secuencias TSE y en las potenciadas en T2 mediante secuencias STIR con tiempo de inversión ajustado para eliminar la señal grasa.

MURRAY y col. (2009), tras un estudio *post mortem*, señalan que el líquido sinovial posee baja intensidad de señal en las imágenes potenciadas en T1 y alta intensidad de señal en las imágenes T2, aunque sin especificar el tipo concreto de secuencia de obtención, funcionando como contraste frente a la señal del cartílago articular en ambos casos.

Por último, OLIVE y col. (2010b), tras un estudio *post mortem*, señalan que, en las imágenes potenciadas en T1, obtenidas mediante la secuencia de la familia GRE denominada SPGR y con la opción añadida de la supresión de la señal grasa, el fluido sinovial posee una baja señal que lo contrasta con la del cartílago articular.

3.2.1.4.L. MÚSCULO

Histología.

Aunque todas las células pueden efectuar algún tipo de movimiento, la función fundamental de varios tipos de ellas consiste en generar fuerzas motrices mediante contracción; en estas células contráctiles especializadas, las fuerzas motrices se generan por la interacción de las proteínas actina y miosina (proteínas contráctiles). Algunos tipos de células contráctiles funcionan como unidades unicelulares, tal es el caso de las células mioepiteliales, los pericitos y los miofibroblastos; de estos tipos celulares principalmente nos interesa, en este trabajo, el tercero de ellos, ya que no suele encontrarse en tejidos normales como los dos primeros, pero sí pasa a ser el tipo celular predominante en la reparación de las lesiones mediante cicatriz (YOUNG y HEATH, 2000).

Con todo, debido a su peso específico dentro de las regiones anatómicas objeto de análisis en este estudio, son las unidades contráctiles multicelulares, denominadas músculos, las que serán objeto de una mayor atención; las células que componen el músculo se denominan comúnmente fibras musculares y pueden ser de tres tipos básicos; lisas, cardíacas y esqueléticas, y cualquiera que sea el tipo, todas ellas están rodeadas por una lámina externa que transmite las fuerzas de contracción desarrolladas a partir de las proteínas contráctiles internas, y que une a las diferentes células musculares en una única masa funcional (YOUNG y HEATH, 2000).

Las unidades contráctiles multicelulares de fibras musculares esqueléticas forman la parte principal de los músculos esqueléticos, también denominados voluntarios o estriados, aunque este último término es menos afortunado y preciso ya que el músculo cardíaco también presenta estriación microscópica. Este tipo de músculo es el responsable del movimiento de ciertos órganos como el globo ocular o la lengua y, por supuesto, de lo que desde el punto de vista de nuestro trabajo más interesa, el esqueleto. Los músculos esqueléticos muestran una amplia variedad de formas y modos de acción; sin embargo, la estructura básica es similar en todos ellos: están formados por células contráctiles multinucleadas muy alargadas, denominadas comúnmente fibras musculares, que se mantienen unidas gracias al tejido colágeno de sostén (YOUNG y HEATH, 2000).

Las miofibras se unen entre sí formando haces primarios o fascículos; dentro del haz primario, cada miofibrilla se une con la adyacente por una red fina y escasa de tejido conectivo reticular, el endomisio, que envuelve cada miofibrilla y porta una red de capilares sanguíneos y fibras nerviosas terminales; cada haz primario está envuelto por fibras densas de colágeno, el perimisio, que une haces adyacentes y porta los vasos sanguíneos y nervios que penetran en los haces; también los husos musculares (receptores musculares de tensión), se encuentran localizados en el interior del perimisio; finalmente, todo el músculo se encuentra envuelto por el epimisio, que es un tejido colágeno relativamente grueso y denso. Todos estos tejidos conjuntivos están interconectados, se continúan unos con otros y, de este modo, proporcionan el medio por el que las fuerzas contráctiles se transmiten a los tendones de origen e inserción. En las uniones miotendinosas, la porción terminal de cada miofibrilla tiene prolongaciones de tipo veloso que se insertan en las invaginaciones complementarias del tendón (CARDINET, 1993). La unión musculotendinosa es normalmente el punto más débil de unión en la cadena, desde la perspectiva de la fuerza del conjunto de la unidad (HELMS y col., 2011). La contracción está controlada por grandes nervios motores, de los que salen ramas nerviosas finas individuales, que se introducen en el músculo, para inervar grupos de fibras musculares, lo que en conjunto se conoce como unidad motora; así, la excitación de la rama nerviosa correspondiente provoca la contracción simultánea de todas las fibras de la unidad (YOUNG y HEATH, 2000).

En el músculo, además, encontramos la mioglobina, una proteína de la familia de las globinas, al igual que la hemoglobina que comparte con esta última numerosas

características, entre las que se incluye la presencia de un grupo hemo; su función principal es la de facilitar la difusión rápida del oxígeno a través del tejido, aunque también funciona en cierto grado como proteína que almacena oxígeno. El grupo hemo es una protoporfirina IX, con un átomo de hierro central unido, que permanece, normalmente, en estado ferroso (de oxidación Fe^{2+}) se halle o no unido al O_2 (VOET y VOET, 1992).

IRM del músculo

En el ser humano, el aspecto normal del músculo es una señal de intensidad intermedia en todas las secuencias; las imágenes potenciadas en T1 SE del músculo esquelético normal muestran un aspecto plumoso o marmóreo, porque la grasa se interpone entre los músculos adyacentes y entre las fibras musculares de un mismo músculo; aunque en los lugares en que la grasa intermuscular es escasa, los grupos musculares se pueden mezclar y son difíciles de identificar. En las secuencias T2 SE, el músculo mantiene una intensidad de señal intermedia, con la excepción de las estructuras vasculares normales (HELMS y col., 2011).

En los humanos, las potenciaciones que han demostrado ser más útiles son la T1 obtenida mediante la secuencia SE convencional, en la que hay unas buenas representaciones de la arquitectura global del músculo, de la hemorragia subaguda y de la atrofia de grasa muscular, y la T2 obtenida mediante la secuencia de la familia SE denominada STIR, que es muy sensible para detectar la mayoría de los procesos patológicos musculares, a excepción de la atrofia. En general, la mayoría de los músculos y grupos musculares se valoran mejor en los planos axiales; mientras, los planos longitudinales se utilizan para mostrar la extensión de la enfermedad (HELMS y col., 2011).

En cuanto a los equinos ya en 1987, PARK y col. afirmaban que el músculo da lugar a tonos grises en las imágenes *post mortem* potenciadas en T1 SE, y estudios posteriores en la extremidad equina coinciden con estos autores, afirmando que, en esta potenciación, da lugar a variables tonos de gris (LATORRE y col., 2006); para la potenciación T1, pero en este caso obtenida con la secuencia GRE, las conclusiones son las mismas (BLAIK y col., 2000).

En DP SE, los músculos también tienen una señal intermedia, dando lugar a diferentes niveles de gris, sin embargo, en las imágenes potenciadas en T2 SE, aunque la imagen del músculo también se percibe como una estructura de color gris, ésta, parece tener menor variabilidad en los tonos que presenta (LATORRE y col., 2006).

3.2.2. TEJIDOS NERVIOSOS

Histología

El sistema nervioso está formado por una red intercomunicada de células especializadas, llamadas neuronas, que constituyen los receptores más sensibles, las vías de conducción y los lugares donde se efectúan la integración y análisis; en su interior, las neuronas se disponen en forma de vías para la conducción de los potenciales de acción desde los órganos receptores a los efectores, a través de las neuronas de integración. Los órganos efectores de las vías nerviosas voluntarias son, en general, los músculos esqueléticos. Desde el punto de vista funcional, se distingue entre el sistema nervioso somático, encargado de las funciones voluntarias, y el sistema nervioso autónomo, que ejerce el control de muchas funciones involuntarias; sin embargo, desde una perspectiva histológica, no se pueden diferenciar estos dos tipos. Anatómicamente, el sistema nervioso se divide en sistema nervioso central (SNC), compuesto por el encéfalo y la médula espinal, y sistema nervioso periférico (SNP), compuesto por todos los demás tejidos nerviosos; es evidente que, debido al ámbito de nuestro estudio, nos interesan, en principio, las características histológicas del segundo (YOUNG y HEATH, 2000).

En el SNP, todos los axones están envueltos por células muy especializadas, denominadas células de Schwann, que les proporcionan un sostén tanto estructural como metabólico. En general, los axones de diámetros pequeños (es decir, los del sistema nervioso autónomo y las pequeñas fibras del dolor) están envueltos sólo por el citoplasma de las células de Schwann, por lo que se dice que estas fibras son amielínicas. Las fibras de diámetro grande están rodeadas de un número variable de capas concéntricas de la membrana plasmática de la célula de Schwann, que forman una vaina de mielina, por lo que se dice que estas fibras están mielinizadas (YOUNG y HEATH, 2000). Según HELMS y col. (2011), la fibra mielinizada se produce cuando un axón aislado está encerrado dentro de una única célula de Schwann, mientras que las fibras no mielinizadas aparecen si una misma célula de Schwann encierra varios axones. La

unidad fundamental del nervio periférico es, por tanto, el axón, y los nervios periféricos tienen una mezcla de axones mielinizados y no mielinizados. La velocidad de conducción es proporcional al diámetro de los axones y la mielinización aumenta mucho tal velocidad (YOUNG y HEATH, 2000).

Los grandes nervios periféricos tienen tres vainas de tejidos conjuntivos que sirven de soporte y protegen los axones y las vainas de mielina; la vaina más interna es el endoneuro, que recubre cada uno de los axones mielinizados; varios axones, junto a sus células de Schwann y las vainas endoneurales, se juntan en haces de fascículos que están envueltos en una vaina densa de perineuro, que sirve como barrera protectora ante los agentes o toxinas infecciosos; la tercera capa es el epineuro, que rodea todo el nervio periférico y protege a los axones de las fuerzas de estiramiento que actúan sobre el nervio; entre los fascículos hay cantidades variables de grasa (HELMS y col., 2011).

En principio, solamente los nervios periféricos de cierta entidad son los que, teóricamente, podrían dar lugar a alteraciones de señal apreciables en la IRM de la extremidad equina; la mielina no deja de ser una estructura principalmente lipídica y, como ya hemos señalado en las bases fundamentales de la IRM, este tipo molecular es uno de los principales que originan la señal.

IRM de los nervios

En medicina humana, a ser posible, se intenta obtener dos planos ortogonales; pues las imágenes que se obtienen paralelas al eje largo del nervio (longitudinales) son buenas para supervisar la trayectoria del nervio y detectar su desplazamiento o aumento de tamaño, si bien los artefactos de volumen parcial o promedio complican la interpretación; mientras que las imágenes obtenidas con un corte transversal del nervio (perpendicular a su eje largo) evitan los artefactos del volumen promedio y permiten evaluar su tamaño, su configuración, su intensidad de señal y su patrón fascicular (HELMS y col., 2011).

Las imágenes potenciadas en T1 SE y algunos tipos en T2 SE con eliminación de la señal grasa (Turbo o Fast SE T2 con supresión de la grasa o STIR) han demostrado ser las mejores, en el ser humano, para evaluar los nervios periféricos. Las imágenes potenciadas T1 muestran la anatomía adyacente al nervio, mientras que en T2 son

buenas para mostrar los procesos patológicos del nervio y su patrón fascicular (HELMS y col., 2011).

En el humano, la IRM ya ha demostrado ser la mejor técnica de diagnóstico por imagen disponible en este momento para evaluar los nervios periféricos; esto es debido a su capacidad para mostrar directamente la anatomía y la trayectoria de un nervio, así como cualquier lesión compresiva u otro proceso patológico adyacente; además, si un nervio es difícil de evaluar en una imagen dada, la intensidad anormal de la señal dentro de los músculos a los que inerva es una evidencia indirecta importante del proceso patológico nervioso (HELMS y col., 2011).

Los nervios están presentes en cada exploración con RM de una extremidad, y es importante ser consciente de los aspectos normales y anormales de los nervios periféricos para poder ofrecer diagnósticos diferenciales de los signos encontrados (HELMS y col., 2011). Las vainas neurales de tejido conjuntivo no se pueden detectar con la RM y los fascículos nerviosos son las unidades más pequeñas de los nervios que se pueden identificar actualmente. La RM muestra los nervios normales como secciones transversales redondas u ovaladas; en estas secciones transversales, se muestran los fascículos como un punteado o con un aspecto de panal de miel, denominado patrón fascicular. Los fascículos tienen un tamaño uniforme y son similares, o ligeramente hiperintensos, en relación con el músculo en T2 SE; mientras que, en las imágenes potenciadas en T1 SE, los fascículos son similares, en cuanto a su intensidad de señal, al músculo, con áreas intercaladas de señal relativamente alta, similar a la de la grasa; por ello el patrón fascicular es mucho más fácil de detectar en las imágenes potenciadas en T2 SE que en las potenciadas en T1 SE, especialmente en el caso de los nervios pequeños (HELMS y col., 2011).

Los nervios grandes pueden tener un aspecto estriado cuando se estudian longitudinalmente (simulando hebras de pelo o espaguetis), con una intensidad típica de la grasa que separa los fascículos. Los nervios son fáciles de identificar si están rodeados por grasa; sin embargo, si se encuentran adyacentes al músculo, sin grasa intercalada, pueden ser difíciles de detectar. No obstante, pese a lo dicho, las imágenes potenciadas en T2 con eliminación de la señal grasa, en el plano axial, brindan las mayores posibilidades de identificar y seguir el nervio (HELMS y col., 2011).

En equinos, KLEITER y col. (1999) realizaron un exhaustivo trabajo de identificación anatómica en la extremidad equina, con imágenes *post mortem* potenciadas en T1 SE, DP SE, T2 SE y T2* GRE en los tres principales planos anatómicos (axial, coronal y sagital); sin embargo, no pudieron identificar los nervios, al igual que ha ocurrido en otros trabajos posteriores, en los que no se pudieron discriminar dentro de los paquetes vasculonerviosos de la extremidad ni en las imágenes potenciadas en T1 GRE ni en T2* GRE (BLAIK y col., 2000).

Es importante tener en cuenta que, como los tendones y ligamentos, los nervios también son susceptibles de padecer el artefacto de ángulo mágico (WERPY y col., 2010).

3.2.3. SISTEMA CIRCULATORIO

Histología

El sistema circulatorio es el que permite el movimiento continuo de todos los líquidos del organismo, y sus funciones principales son el transporte de oxígeno y elementos nutritivos a los tejidos y la retirada desde éstos del anhídrido carbónico y otros desechos metabólicos; también interviene en funciones como la regulación de la temperatura y la distribución de moléculas y de células como las del sistema inmunitario. Todo el aparato circulatorio tiene una estructura común: (1) un revestimiento interno o túnica íntima, compuesta por un endotelio, su lámina basal y un tejido conjuntivo subendotelial laxo; (2) una capa intermedia o túnica media, formada por células musculares lisas concéntricas, entre las que se disponen fibras de elastina, fibras reticulares y proteoglicanos en cantidades variables, y (3) una capa externa o túnica adventicia, con fibras de colágeno y elásticas y que también varía de grosor, teniendo su mayor entidad en vasos como las vénulas o venas. La capa muscular es la que muestra más variaciones de una parte del aparato a otra y ella que depende principalmente el flujo (YOUNG y HEATH, 2000).

El sistema circulatorio tiene dos componentes funcionales, uno formado por los **vasos sanguíneos** y otro correspondiente a los **vasos linfáticos** (YOUNG y HEATH, 2000).

3.2.3.1.A. VASOS LINFÁTICOS

Los capilares linfáticos se inician, como fondos de saco ciegos, en la vecindad de capilares sanguíneos, poseen un endotelio discontinuo, con amplios espacios intercelulares, al inicio sin membrana basal distinguible; luego, al anastomosarse, la membrana basal adquiere un progresivo desarrollo y, en ella, se insertan fibrillas de colágeno que ofician de filamentos de anclaje al tejido conjuntivo de perimisios y epimisios vecinos. Durante los movimientos musculares, se abren y cierran pasivamente las luces de los vasos linfáticos que, en forma progresiva, forman redes de mayor calibre y complejidad, en cuyo curso, están interpuestos los ganglios linfáticos. Estos vasos colectan líquido intersticial, albúmina y otras macromoléculas, y la linfa así formada retorna al circuito sanguíneo por los conductos principales, denominados troncos linfáticos; éstos poseen una estructura semejante a la de una vena de calibre mediano, de manera que los vasos linfáticos de mayor calibre poseen paredes ricas en tejido conectivo y, al igual que las venas, un número abundante de válvulas (EYNARD y MUÑOZ, 2008).

3.2.3.1.B. VASOS SANGUÍNEOS

El aparato vascular sanguíneo consta de un circuito de vasos a través del que se establece un flujo sanguíneo, gracias al continuo bombeo del corazón; el sistema arterial proporciona una red de distribución a los capilares, que son los lugares principales de intercambio de gases y metabolitos entre los tejidos y la sangre, y el sistema venoso devuelve la sangre desde los capilares al corazón. Los tejidos de las paredes de los grandes vasos no pueden recibir los nutrientes por difusión desde la luz, por lo que, a su vez, están irrigados por pequeñas arterias denominadas *vasa vasorum* (vasos de los vasos) que discurren por la túnica adventicia (YOUNG y HEATH, 2000).

B.1. El sistema arterial

Con cada sístole, la sangre penetra en el sistema arterial y provoca la expansión de sus paredes; la posterior recuperación elástica de las paredes arteriales ayuda a mantener la presión arterial en la diástole; esta expansión y recuperación dependen del tejido elástico existente en las paredes de las arterias. El flujo de sangre a los distintos órganos y tejidos se regula mediante las variaciones de diámetro de los vasos, función

desempeñada por el músculo liso dispuesto de forma circunferencial alrededor de las paredes vasculares (YOUNG y HEATH, 2000).

Las paredes de los vasos arteriales poseen la estructura general de tres capas del aparato circulatorio, pero se caracterizan por tener una cantidad considerable de fibras de elastina y una capa muscular bastante gruesa en relación con el diámetro de su luz. Existen tres tipos principales de vasos arteriales entre los que existe una transición gradual en la que, en general, la cantidad de tejido elástico disminuye a medida que el vaso se hace menor y, al mismo tiempo, el componente muscular va adquiriendo una importancia progresiva mayor; estos tipos son: las arterias elásticas (vasos principales), las arterias musculares (primeras ramas del árbol arterial) y las arteriolas (ramas terminales) (YOUNG y HEATH, 2000); es evidente que solamente encontraremos vasos de los dos últimos tipos en la extremidad equina.

B.2. El sistema venoso

Con la excepción de los componentes venosos de la microcirculación, el sistema venoso actúa solamente como un sistema colector de baja presión, por el que la sangre vuelve desde las redes capilares hasta el corazón. La estructura del sistema venoso sigue la disposición general en tres capas de todo el aparato circulatorio, pero sus componentes elástico y muscular son mucho menos prominentes. Una parte importante del volumen sanguíneo total se encuentra en el interior del sistema venoso (YOUNG y HEATH, 2000).

IRM del aparato circulatorio

La entidad de los vasos linfáticos en las extremidades de los equinos no parece que dé lugar a alteraciones de señal puesto que, al menos en los artículos consultados por nosotros, no hemos encontrado referencias a ninguna estructura apreciable en las imágenes mediante RM que se asocie directamente con ningún vaso linfático. KLEITER y col. (1999) son los primeros autores que hemos encontrado que se refieren a los vasos linfáticos en la IRM de la extremidad equina, pero lo hacen para decir que no pudieron ser identificados en ninguno de los tres principales planos anatómicos, para ninguno de los cuatro tipos de secuencias utilizadas (T1 SE, DP SE, T2 SE y T2* SE).

PARK y col. (1987) afirman que los tejidos altamente vascularizados y las estructuras vasculares están representados por áreas de alta intensidad de señal en las imágenes potenciadas en T1 SE, pero subrayan en su trabajo que esto tiene lugar en un espécimen sometido a examen *post mortem*. Otros estudios *post mortem* coinciden con esto afirmando que todos los vasos, pero en particular las arterias, dan lugar a una alta intensidad de señal en las secuencias potenciadas en T1 SE (DENOIX y col., 1996; KLEITER y col., 1999; HEVESI y col., 2004), en T1 GRE (BLAIK y col., 2000), en DP SE (LATORRE y col., 2006), en T2 SE (KLEITER y col., 1999; KOTANI y col., 1999) y en T2* GRE (KLEITER y col., 1999; BLAIK y col., 2000), debido a la sangre coagulada.

En la primera referencia que encontramos acerca de las estructuras vasculares de la extremidad equina, en un estudio *in vivo* (KOTANI y col., 1999), dichas estructuras dan lugar a alta intensidad de señal, tanto en las imágenes potenciadas en T1 SE como en T2 SE; pero, eso sí, con artefactos de flujo en ambos tipos de potenciaciones; estos artefactos son especialmente manifiestos en las imágenes potenciadas en T2 SE. BROKKEN y col. (2007) afirman tras un estudio *in vivo*, que en la potenciación T2 STIR, el artefacto de flujo es tan pronunciado que puede afectar incluso a la interpretación de la imagen.

3.2.4. LA SANGRE

La sangre, tanto intravascular circulante o coagulada, como extravascular en sus diversas formas de presentación (hematoma, hemartrosis, etc) es origen de importantes variaciones en la señal de la imagen obtenida mediante RM (GILI, 1993; FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2009), como ya se ha señalado en las bases fundamentales de la IRM. Es importante, por tanto, tenerla en cuenta desde el punto de vista histológico, histopatológico y bioquímico para el estudio mediante IRM de la extremidad equina.

Histología

Es un tejido fluido que circula por los conductos vasculares y está formado por diversos tipos de células suspendidas en un medio líquido llamado plasma. El plasma contiene un 91-92% de agua y un 8-9% de solutos, como por ejemplo proteínas, lípidos o electrolitos; su función principal consiste en servir de vehículo para el transporte de

gases, elementos nutritivos, productos metabólicos de desecho, células y hormonas por todo el organismo; de esta forma, en una muestra de sangre no sólo están las células y las moléculas implicadas en los procesos de transporte, sino también las que están siendo transportadas (YOUNG y HEATH, 2000).

En esencia, el plasma es una solución acuosa de sales inorgánicas, sometida a intercambio constante con los líquidos extracelulares de los tejidos orgánicos. El plasma contiene, además, proteínas plasmáticas de tres tipos principales: albúmina, globulinas y fibrinógeno. En conjunto, las proteínas plasmáticas ejercen una presión osmótica coloidal, en el interior del sistema circulatorio, que ayuda a regular el intercambio de soluciones acuosas entre el plasma y el líquido extracelular. El fibrinógeno, que es una proteína soluble, durante el proceso de coagulación se polimeriza dando lugar a una proteína insoluble denominada fibrina (YOUNG y HEATH, 2000).

Las células de la sangre pertenecen a tres clases funcionales fundamentales: hematíes (eritrocitos, o células rojas), leucocitos (células blancas) y plaquetas (trombocitos). El eritrocito es una célula muy adaptada a su función principal de transporte de oxígeno y anhídrido carbónico; durante su diferenciación en la médula ósea, sintetiza grandes cantidades del pigmento respiratorio hemoglobina (YOUNG y HEATH, 2000), una proteína que contiene el grupo hemo, que, a su vez, contiene hierro en estado ferroso u oxidado (Fe^{2+}) al igual que ocurre con la proteína muscular mioglobina (VOET y VOET, 1992). El eritrocito completamente diferenciado consiste tan sólo en una membrana plasmática externa que rodea la hemoglobina y un número limitado de enzimas, necesarias para mantener la integridad de la membrana y las funciones de transporte de los gases (YOUNG y HEATH, 2000); esta integridad de la membrana y la presencia de hierro condicionarán la imagen obtenida en IRM (GILI, 1993). Debido a la ausencia de mitocondrias, el eritrocito precisa de glucosa para mantener la integridad de su membrana, el estado divalente de los átomos de hierro de la molécula de hemoglobina, es decir, la hemoglobina en su forma activa (Fe^{2+}) y la conservación de los grupos sulfhidrilo de sus enzimas (YOUNG y HEATH, 2000). Según DELDAR (1993) la hemoglobina constituye alrededor del 33% del peso del eritrocito, y el hierro del grupo hemo ha de encontrarse en forma ferrosa para poder transportar oxígeno; cuando está saturada de oxígeno, la hemoglobina se denomina oxihemoglobina y cuando pierde el oxígeno se denomina desoxihemoglobina; la forma más oxidada del grupo hemo se denomina metahemoglobina y es funcionalmente

inactiva. El eritrocito contiene una enzima denominada metahemoglobina reductasa, que mantiene la hemoglobina en estado reducido o funcional merced a la glucólisis anaerobia. Según VOET y VOET (1992), para producirse la metahemoglobina, el átomo de hierro oxidado Fe^{2+} de la hemoglobina ha de oxidarse aún más y pasar a Fe^{3+} , ocupando el lugar de unión del O_2 una molécula de agua y modificándose el grupo hemo de tal manera que, en lugar de reflejar el color rojo, pasa a tener el color marrón de la sangre seca o de la carne vieja.

En los tejidos en los que se ha producido un anormal depósito de hierro ocurre un fenómeno denominado hemosiderosis. La hemosiderosis es la acumulación de hemosiderina, que se trata de un pigmento compuesto por un agregado molecular insoluble de hidróxido férrico (con el hierro, por tanto, en forma Fe^{3+}) y una proteína hidrosoluble. La hemosiderosis puede ser generalizada o localizada, y se debe a una destrucción exagerada de glóbulos rojos o a una administración excesiva de hierro; este pigmento, junto con la ferritina, constituye una de las principales formas de almacenamiento celular de hierro, sobre todo en aquellos lugares en que existe una acumulación excesiva del mismo; se encuentra en forma de gránulos de color pardo, pardo-amarillento o rojizo, principalmente en el interior de los histiocitos y, en general, en células reticuloendoteliales (MARTÍNEZ y GRAGERA, 2008); puede aparecer, entre otros lugares, en zonas en las que, con cierta antigüedad, se hayan producido hemorragias (GILI, 1993).

IRM de la sangre

Desde el punto de vista de la IRM, hemos de considerar por separado la sangre intravascular de la sangre extravasada y, dentro de la primera, debemos diferenciar la sangre que circula dentro de los vasos y aquella que, por diversas razones, como que el estudio se haya llevado a cabo *post mortem*, permanece estática dentro del sistema vascular.

3.2.4.1. SANGRE INTRAVASCULAR

Estática: como vimos en el apartado relativo a la IRM de los vasos sanguíneos, ciertos estudios *post mortem* afirman que todos los vasos, pero en particular las arterias, dan lugar a una alta intensidad de señal en las secuencias potenciadas en T1 SE (DENOIX y col., 1996; KLEITER y col., 1999; HEVESI y col., 2004), T1 GRE

(BLAIK y col., 2000), DP SE (LATORRE y col., 2006), T2 SE (KLEITER y col., 1999; KOTANI y col., 1999) y T2* GRE (KLEITER y col., 1999; BLAIK y col., 2000), debido a la sangre coagulada. No se han encontrado referencias en la bibliografía en relación con la sangre estática no coagulada.

En movimiento: *in vivo*, hay que considerar los núcleos de H^+ en movimiento; pues, dependiendo de múltiples factores como la velocidad, el régimen de circulación, el espesor del corte tomográfico, la incidencia sobre el plano, la secuencia utilizada, etc, la señal que obtenemos de los H^+ en movimiento puede variar desde el negro hasta el blanco. En la luz de un vaso sanguíneo, los núcleos excitados durante el pulso inicial pueden ser trasladados fuera del vóxel en función de las características hemodinámicas de la circulación, siendo sustituidos por otros núcleos cuyas condiciones de excitación dependen de multitud de factores. El desfase debido al movimiento origina el artefacto de flujo, que aparecerá en la imagen en la dirección de codificación de fase; por eso, hay que conocer la imagen normal de la luz de los vasos, en función básicamente de la secuencia utilizada, para interpretar las imágenes. En SE, la imagen de los vasos aparece normalmente en negro por “ausencia de señal” (GILI, 1993). Según COUSSEMENT (2000), un flujo rápido superior a 15cm/s no da lugar a ninguna señal, mientras que un flujo lento ocasionará una señal cuya intensidad dependerá de la velocidad, de la aceleración y de la entrada y la salida en el plano de corte.

3.2.4.2. SANGRE EXTRAVASCULAR

Según COUSSEMENT (2000), los artefactos asociados a la susceptibilidad magnética pueden convertirse en una herramienta útil para la detección de hemorragias. En los hematomas, la desoxihemoglobina y la hemosiderina (productos de degradación de la sangre) están muy magnetizados y provocan una falta de homogeneidad de campo, con una pérdida de señal que puede abarcar varios milímetros. En espín eco rápido (RSE, FSE o TSE), este aspecto resalta poco e, incluso, puede ser casi invisible si el depósito es mínimo; por el contrario, las secuencias de GRE potenciadas en T2* lo ponen de manifiesto con claridad. GILI (1993) discrimina un poco más y señala que, en la fase aguda, la sangre contiene oxi-desoxihemoglobina y tan sólo se detecta por una disminución de la señal, en las imágenes potenciadas en T2, T2* o DP, causada por la incoherencia de la relajación debida a fenómenos de susceptibilidad y a la compactación de los glóbulos rojos no lisados; en esta primera fase de la hemorragia, es característico

el edema, lo que ha de tenerse en cuenta a la hora de interpretar la imagen obtenida, sobre todo en T2 y T2*. La fase subaguda se caracteriza por la presencia de metahemoglobina, lo que facilita la relajación energética del H⁺, con lo que disminuye el valor absoluto de T1 y, por tanto, cuanto menor es el valor de T1 mayor es la intensidad de señal en la imagen potenciada en T1; por lo que, en imágenes potenciadas en T1, obtenidas mediante secuencias de la familia SE, la hemorragia subaguda será típicamente hiperintensa; en esta fase, la señal, en las imágenes potenciadas en T2, pasa de hipointensa a hiperintensa en el momento en que se pierden las influencias entre los espines debido a la lisis de los hematíes; por tanto, diremos que esta fase se caracteriza por un T1 corto y un T2 largo, o lo que es lo mismo, valores de T1 y T2 que se traducen en una mayor señal en la imagen obtenida. En la fase de cronicidad, cuando aparece la hemosiderina, debido a fenómenos de susceptibilidad magnética, la señal, en todas las secuencias pero especialmente en T2*, se anula, dejando una marca indeleble de la presencia de una hemorragia antigua; no obstante, como se señala en algún trabajo previo al que nos ocupa (FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2009), en este proceso de evolución de la sangre extravasada en la hemorragia, parece más correcto referirse al aumento o disminución de la intensidad de señal que emite la zona en cuestión que referirse a que la señal pasa a ser hipointensa o hiperintensa en determinada fase; esto se debe a que el término hipointenso o hiperintenso se utiliza siempre en relación a la señal emitida por otro tejido (por ejemplo, en T1 SE, la sangre extravasada en fase subaguda es hiperintensa en relación al hueso compacto, pero, puede que no lo sea en relación con el tejido adiposo subcutáneo). Como la hemorragia se puede dar en distintos lugares y tejidos con muy diferentes intensidades de señal, según su naturaleza y la potenciación en que se obtenga la imagen, esto puede dar lugar a confusión.

3.2.5. TEJIDOS EPITELIALES

Histología

Los epitelios son asociaciones celulares cerradas, que cubren superficies externas e internas o que tapizan órganos huecos (epitelios de revestimiento). Las células epiteliales están unidas por medio de contactos celulares diversos, entre los que los desmosomas y las *zonulae adhaerentes* sirven para la cohesión mecánica y las *zonulae occludentes* son responsables de la función de barrera de los epitelios. Los filamentos intermedios de los epitelios están compuestos por queratinas. Las células epiteliales

tienen una estructura polar, con una región apical que forma la superficie libre y una región basal que limita con el tejido conjuntivo. Los epitelios glandulares conforman un grupo especial y los epitelios sensoriales constituyen una forma epitelial adicional (WELSCH, 2009).

Los epitelios, salvo raras excepciones, cubren o revisten todas las superficies, cavidades y tubos del organismo. Las células epiteliales se unen íntimamente unas a otras gracias a distintas especializaciones de la membrana, denominadas uniones celulares, que proporcionan fuerza física y que intervienen en el intercambio de información y metabolitos. Todos los epitelios descansan sobre una membrana basal de grosor variable, que separa los epitelios de los tejidos de sostén subyacentes y que nunca son atravesadas por vasos sanguíneos; por tanto, los epitelios dependen de la difusión de oxígeno y metabolitos desde los tejidos de sostén que los rodean (YOUNG y HEATH, 2000). El término “**membrana basal**”, como tal, es un concepto de microscopía óptica y, en realidad, esta membrana está compuesta por dos estructuras denominadas la **lámina basal** y la **lámina fibrorreticular**; bajo la perspectiva de la microscopía óptica estas dos estructuras son indiferenciables y, por eso, han dado lugar a que se creara el término membrana basal que incluye a ambas. La lámina basal (extracelular) es delgada, su espesor es de 50 a 150nm y, a través de ella las células están unidas al tejido conjuntivo subepitelial; en esencia, la lámina basal es producida por el epitelio mismo y, en los preparados para la microscopía electrónica de transmisión, aparece compuesta por dos subcapas, la **lámina rara** (lámina lúcida) y la **lámina densa**. La lámina basal se trata de una red aplanada compuesta principalmente por colágeno tipo IV, glucoproteína laminina, glucoproteína nidógeno (entactina) y el proteoglucano perlecano. Las láminas basales también rodean células adiposas y musculares pero, en ese caso, se denominan normalmente **láminas externas**; sus funciones son múltiples, sirviendo a la vez de elemento de anclaje y unión así como de separación; participa en la determinación de la polaridad celular, induce la diferenciación celular y, en ocasiones, actúa como barrera de filtración selectiva. El tejido conjuntivo situado justo debajo de la lámina basal se denomina lámina fibrorreticular y contiene componentes especiales, tales como colágeno de los tipos III, VI y VII y microfibrillas, y su función principal es la unión mecánica del tejido conjuntivo más profundo con el epitelio, así como con su lámina basal (WELSCH, 2009).

En la extremidad equina, encontramos epitelios de diferente naturaleza como los endotelios o la epidermis; sin embargo, solamente esta última, que forma parte de ese extenso órgano denominado piel, posee una entidad suficiente como para considerarlo de forma independiente cuando estudiamos a nivel macroscópico la IRM de esta región; es por eso que trataremos la histología de la piel en su conjunto en este apartado.

3.2.5.1.A. PIEL

La piel desempeña cuatro misiones importantes: protección, sensibilidad, termorregulación y funciones metabólicas; entre estas últimas está la de ser un depósito primordial de energía como tejido adiposo subcutáneo, sobre todo en forma de triglicéridos (YOUNG y HEATH, 2000) y, como ya se ha adelantado en el capítulo relativo a las bases de la IRM, estas moléculas juegan un importante papel en la generación de señal (GILI, 1993).

La piel consta de tres capas principales: (1) un epitelio escamoso, estratificado, queratinizado, externo y que se autorregenera, llamado epidermis; (2) una capa de tejido fibroelástico de sostén, fuerte y que aporta nutrición, llamado dermis, (3) y una capa de espesor variable, formada fundamentalmente por tejido adiposo, llamada hipodermis o subcutis; esta última capa es considerada por algunos autores como no perteneciente a la piel (MONTEIRO-RIVIERE, 1993). Entre la epidermis y la dermis se sitúa, uniendo y delimitando a la vez una de la otra, la membrana basal (WELSCH, 2009).

El tejido adiposo de la hipodermis aparece en pequeños racimos de células o en grandes masas, que crean un cojín o almohadilla de grasa llamada panículo adiposo. Los grandes depósitos de grasa en la hipodermis son característicos de las almohadillas digitales, metacarpianas y carpianas, en plantígrados y digitígrados, donde actúan como amortiguadores de choque (MONTEIRO-RIVIERE, 1993). Aunque esta capa está generalmente cargada de grasa, asienta sobre una matriz de tejido conjuntivo laxo en cuyo espesor se encuentran vasos y nervios superficiales (RUIZ, 2002).

De media, la piel presenta un grosor de 3,8 mm en el caballo adulto (SLANINA, 1978; SHOKRY y LOTFI, 1984), pudiendo llegar a ser hasta cerca de un 40% más fina en potrillos (VOLKERING, 2009); normalmente es más gruesa en la superficie dorsal del cuerpo y en las superficies laterales de las extremidades; es más delgada en la cara ventral del tronco y en la superficie medial de las extremidades, así como en las

regiones donde existe una gran capa protectora de pelo; mientras que en las que no existe pelo, como en las uniones mucocutáneas, la epidermis es más ancha (MONTEIRO-RIVIERE, 1993; VOLKERING, 2009). En las extremidades del caballo, su grosor aumenta progresivamente en sentido distal; es mayor en la porción más dorsal y distal de la cuartilla; de tal manera que, en la extremidad equina, el grosor del conjunto dermo-epidérmico de la piel ordinaria varía entre $2,47 \pm 0,37$ en las partes más delgadas y $4,57 \pm 0,40$ en las más gruesas (VOLKERING, 2009). El grosor de la epidermis varía mucho, aunque, en los lugares en los que existen pelos es muy fina, oscilando entre 10 y 100 μm ; en las zonas desprovistas de pelos es de 10 a 20 veces mayor y, en las modificaciones cutáneas, puede aumentar notablemente, como por ejemplo en el casco, en el que hay que añadir a esto unos 10 mm más de media (BRAGULLA y col., 2008). En cuanto a la capa o estrato córneo de la epidermis, sólo hemos encontrado, en la bibliografía consultada, una referencia a su grosor medio en las porciones no especializadas de la especie humana, el cual, según NOGUÉS (2008), oscila entre 10 y 15 μm ; en cualquier caso, aunque su grosor varía según regiones anatómicas, el porcentaje que representa, en relación con el del conjunto dermo-epidérmico, es muy escaso (NOGUÉS, 2008; WELSCH, 2008; BRAGULLA y col., 2009; VOLKERING, 2009).

La dermis, a su vez, está compuesta por dos capas: la papilar y la reticular; la estructura de cada una de ellas está bien definida a la observación con el microscopio óptico, sin embargo, el límite entre ambas, es más bien difuso.

La dermis papilar es más superficial y está compuesta por un tejido conjuntivo laxo ubicado justo bajo la epidermis; en él aparecen fibras colágenas, menos gruesas que las de la parte más profunda, y fibras elásticas filiformes que se organizan en una red irregular; contiene vasos sanguíneos que nutren la epidermis sin penetrar en ella y, además, es más celular que la capa reticular. Como su nombre indica, posee papilas que se interdigitan con las crestas epidérmicas interpapilares en un importante porcentaje del grosor de esta capa, llegando a observarse, en algunas localizaciones, en los cortes histológicos, que las crestas epidérmicas penetran incluso hasta la mitad de dicho grosor (ROSS y PAWLINA, 2008). Según ALONSO (2007), las papilas dérmicas, en la especie humana, aunque se aplanan a edades avanzadas haciendo el límite dermo-epidérmico prácticamente liso, pueden llegar a medir, según su localización, hasta 0,2 mm.

La dermis reticular, más profunda, aunque con un espesor variable según su localización, siempre es bastante más gruesa que la papilar; se caracteriza por tener gruesos haces irregulares de fibras colágenas y fibras elásticas mucho menos delicadas; ambos tipos de fibras no están orientados al azar, sino que forman líneas regulares de tensión de la piel; esta capa es la encargada de dar coesistencia al tegumento (ROSS y PAWLINA, 2008).

En la especie humana, la dermis en su conjunto es de 15 a 40 veces más gruesa que la epidermis, y su grosor medio oscila entre 1 y 2 mm, aunque, en determinadas localizaciones como las palmas de las manos o las plantas de los pies llega incluso a 3 mm (ALONSO, 2007).

En la piel encontramos anejos especializados como las glándulas sudoríparas, los folículos pilosos y las glándulas sebáceas, que se forman como invaginaciones de la epidermis hacia la dermis durante el desarrollo embrionario; dentro de este patrón básico, existen variaciones en la estructura, según las diferentes localizaciones de la superficie corporal, que dependen de cual sea la función más importante de la piel en cada una de ellas (YOUNG y HEATH, 2000).

Las células matrices del pelo pueden compararse con las células germinativas de la epidermis común, y dan lugar a las células que se queratinizan para formar el pelo; sin embargo, difieren de las células de la epidermis común en la queratina que producen; pues estas últimas producen una queratina blanda formada por un alto contenido en lípidos y bajo contenido en sulfuros, y se descaman cuando llegan a la superficie; por el contrario, las células matrices del pelo producen una queratina dura que es característica del pelo, el cuerno, las plumas (MONTEIRO-RIVIERE, 1993) y las escamas (PARKER y HASWELL, 1991).

En cuanto a las glándulas sebáceas, según MONTEIRO-RIVIERE (1993), solamente secretan sebo a la superficie cutánea a través de la apertura del folículo piloso; algunas áreas de la piel, tales como los cascos, las uñas y los cuernos, carecen de ellas.

De las glándulas sudoríparas, hemos de decir únicamente que las de tipo apocrino (en las que parte de la célula se pierde durante la secreción), al contrario que en otras especies, en el caballo son bastante activas y producen una sudoración activa durante el ejercicio y ante temperaturas elevadas; mientras que las de tipo merocrino (cuya

secreción se produce únicamente por exocitosis), en esta especie, se localizan en la ranilla (MONTEIRO-RIVIERE, 1993).

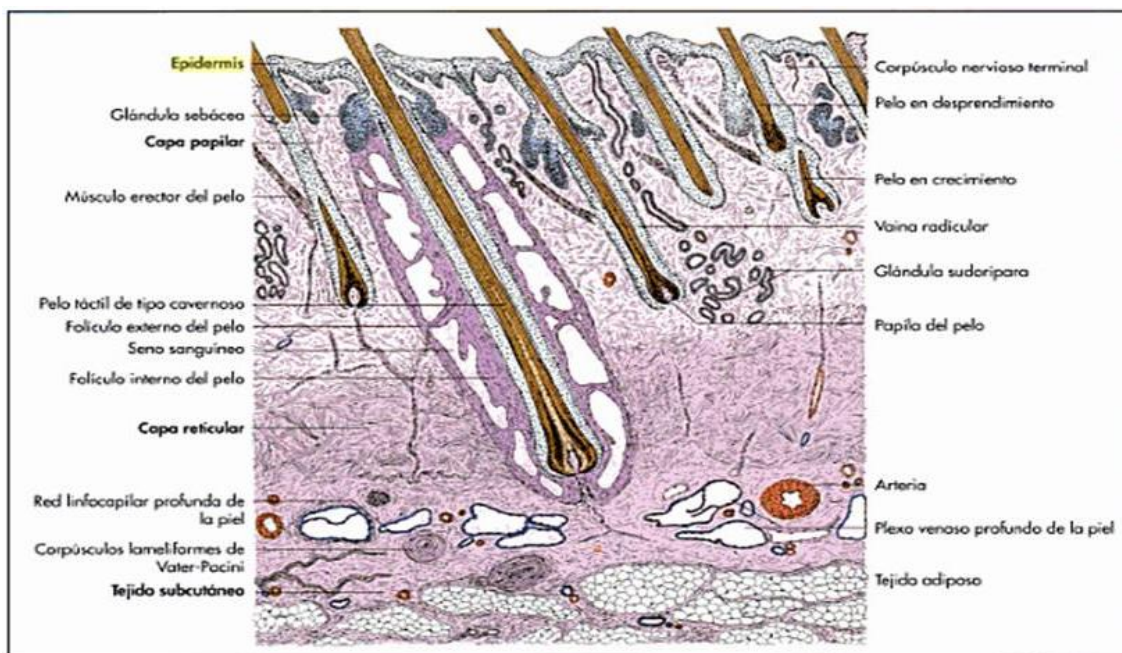


Figura 52. Representación esquemática de las diferentes capas de la piel con un pelo táctil, donde se puede observar el porcentaje aproximado del grosor dermo-epidérmico total que representa la epidermis y las capas de la dermis; realizada por GEORG LIEBICH en 1999 (BRAGULLA y col., 2008).

3.2.5.1.B. EL CASCO

B.1. Continente

La superficie epitelial de la parte distal del dedo de los equinos forma un anejo cutáneo tremendamente especializado, “**el casco**”; éste, como parte especializada de la piel que es, tiene todas sus funciones en mayor o menor grado y, sobre todo, está especializado en la protección del extremo distal de cada extremidad y en facilitar el desplazamiento del animal; se continúa proximalmente con la epidermis normal en el borde perióplico, y la dermis del casco (corion) se continúa con la dermis de la piel. Las regiones de corion, como veremos más adelante, corresponden a las partes del casco bajo las cuales se localizan, y son el corion perióplico, el coronario, el laminar, el cuneal, el solear y el se la línea blanca (SÁNCHEZ-VALLE, 2008).

La muralla, como epidermis que es, se compone de células córneas vivas, en distintos grados de evolución en función de su distancia a la membrana basal; esta

muralla, como el resto de los componentes del casco (periople, línea blanca, palma y ranilla), procede de las células que recubren una dermis de tipo papilar, pues el corion laminar no es queratogénico en condiciones fisiológicas, y se origina en el rodete coronario, desde donde se desliza sobre el dorso del tejuelo hasta alcanzar el suelo. A pesar de tener un origen lejano y de no dividirse activamente en condiciones normales, como ocurre con nuestras propias uñas, las células ubicadas más profundamente en el estrato laminar de la muralla son, al igual que las del estrato basal de cualquier otro punto de la epidermis, células basales vivas, y están fijadas temporalmente a la membrana basal mediante hemidesmosomas, que poseen la capacidad de soltarse de su punto de anclaje periódicamente y de volver a reimplantarse de nuevo más distalmente, en otro punto de la membrana basal, proceso regulado por las metaloproteinasas de la matriz MMP3 y MMP9, que permite la progresión de la muralla sobre la tercera falange, a medida que crece desde el rodete coronario por la división de las células basales que tapizan el dermis papilar coronaria, sin perder en ningún momento la fuerza de la unión necesaria entre el casco y las estructuras internas (SÁNCHEZ-VALLE, 2008).

Habida cuenta de que las células córneas que componen el casco son células vivas, aunque no dispongan de vascularización ni inervación, como epidermis que son, necesitaran nutrirse, y lo hacen por difusión desde el líquido intersticial y los vasos que llegan al corion, a través de la membrana basal y de ellas mismas; también necesitan relacionarse entre ellas, y esta relación se verifica mediante unos sistemas de cohesión realmente eficaces, encaminados a soportar el trabajo que les encomienda la locomoción del caballo; esto se consigue mediante los desmosomas y los tonofilamentos, los primeros permiten la unión de una célula con sus vecinas, y para funcionar necesitan un buen aporte energético, los tonofilamentos, por su parte, componen el citoesqueleto de cada célula, proporcionándole una estructura resistente y uniendo entre sí los desmosomas de una misma célula; estas dos microestructuras son las principales responsables de las sobresalientes cualidades biomecánicas del casco (KAINER, 2003; SÁNCHEZ, 2005; SÁNCHEZ-VALLE, 2008).

Centrándonos en esta epidermis, diremos que la pared está compuesta por tres capas: de fuera a dentro son la capa externa, la capa media y la capa interna; la externa está formada por tejido tubular e intertubular, es muy delgada y se origina en las capas germinales de la epidermis del periople, no se halla muy firmemente sujeta y puede desprenderse en forma de pequeñas escamas; la capa media se compone de tejido

córneo tubular e intertubular y es la principal estructura de sostén de la pared, dividiéndose a su vez en otras tres capas o subcapas que, de fuera a dentro, se diferencian en el tamaño de los túbulos y su densidad dentro del tejido córneo intertubular, de manera que, dichos túbulos, van aumentando su tamaño y disminuyendo su densidad a medida que nos acercamos al estrato laminar (PEREYRA, 2007); y la capa interna, de la que ya hemos hablado, es la denominada capa laminar, que forma con las láminas del corion el complejo de asociación epidermo-dermal (MONTEIRO-RIVIERE, 1993), dermoepidérmica o unión queratopodofilosa (DELLMANN, 1993; SÁNCHEZ y PEREYRA, 2009 y 2009b). Esta capa media, a su vez, se puede dividir en otras tres capas o subcapas que de fuera a dentro se diferencian en el tamaño de los túbulos y su densidad dentro del tejido córneo intertubular, de manera que, dichos túbulos, van aumentando su tamaño y disminuyendo su densidad a medida que nos acercamos al estrato laminar (PEREYRA, 2007).

Por su parte, la conformación de los túbulos córneos y el tejido córneo intertubular que constituyen la pared del casco, está también orientada de la forma más eficiente posible para soportar las presiones y tracciones que se ejercen sobre la misma, pues imita a la perfección (aunque sin vasos) la arquitectura de los Sistemas de Havers de las diáfisis de los huesos largos (Hueso Haversiano). Tanto en el caso de los canales de Havers como en el de los túbulos córneos, cada uno de ellos es un cilindro hueco cuya pared consta de varias láminas concéntricas, de forma que, en cada lámina, las fibras que la componen, que siguen una dirección helicoidal, discurren todas paralelas, mientras que, entre las distintas láminas, la dirección de las fibras varía ocupando múltiples direcciones del espacio y logrando, de esta manera, una combinación altamente eficiente de ligereza y de resistencia, tanto frente a la compresión axial como frente a la tracción (POLLIT, 1998; HICKMAN y HUMPHREY, 2002; KAINER, 2003; SÁNCHEZ, 2005; SÁNCHEZ-VALLE, 2008). El cortex del tubo tiene tres zonas: la interna posee células queratinizadas orientadas alrededor de la médula en espirales bastante apretadas; la media forma espirales laxas, y la externa es otra zona de espirales densas. Estas espirales, consistentes en disposiciones en forma de muelle de las células tubulares, contribuyen a amortiguar la compresión del casco cuando golpea sobre una superficie dura. El tejido córneo tubular e intertubular de la capa media está producido por la capa germinativa de la epidermis que reviste el rodete coronario; dicha epidermis recubre el corion coronario, que es una capa de tejido conjuntivo vascularizado con

largas papilas bien desarrolladas, que se extienden en una distancia corta dentro de la médula del tejido córneo tubular de la capa media. Las células germinales que revisten las puntas de las papilas dan lugar a los componentes laxos de la médula del tubo, las de los lados y base de las papilas proliferan para formar las células córneas del cortex, y las que recubren la parte interpapilar del corion coronario dan lugar al tejido córneo intertubular. El tejido más profundo del corion coronario está compuesto por haces densos de tejido conjuntivo colágeno y numerosos vasos sanguíneos grandes; este corion se funde con el periostio de la falange distal (DELLMANN 1993; MONTEIRO-RIVIERE, 1993). En cuanto al periople, la palma, la ranilla y la línea blanca, también se componen de cuerno tubular y cuerno intertubular, y tienen orificios donde se insertan las papilas del corion perióplico, solear y cuneal; así como las terminales de las láminas del podófilo (SÁNCHEZ-VALLE, 2008).

Todo lo descrito hasta ahora, en opinión de un buen número de investigadores, hace al casco capaz de neutralizar presiones sobre el suelo que, en el caballo de competición, pueden alcanzar hasta las 20 toneladas de peso en el cuarto tiempo de apoyo en plena carrera (DENOIX, 1998; SÁNCHEZ, 2005).

Por supuesto, el periople, la palma, la ranilla y la línea blanca, también se componen de cuerno tubular y cuerno intertubular, y tienen orificios en los que se insertan las papilas del corion perióplico, solear, cuneal y las terminaciones de las láminas (PIRES y LIGHTTOWLER, 1989; SANDOVAL, 1998; DENOIX 2001b; KAINER, 2003; SISSON, 2003; SÁNCHEZ, 2005). El tejido córneo tubular e intertubular de la ranilla está incompletamente cornificado, por lo que ésta es, en consecuencia, algo más blanda que la pared. Su corion se amolda a su superficie interna, contiene papilas pequeñas y cortas, y su tejido conjuntivo se funde con la almohadilla digital, que es una masa en forma de cuña de fibras de tejido conjuntivo, colágenas y elásticas, con acumulaciones de grasa; además, presenta glándulas sudoríparas merocrinas arrolladas y ramificadas que se presentan principalmente en la parte que reviste el surco central de la ranilla (DELLMANN 1993; MONTEIRO-RIVIERE, 1993). En la ranilla afloran, incluso, glándulas sebáceas procedentes del dermis cuneal y el cojinete plantar. Tanto el caso de ésta, como en el de la palma, el periople y la línea blanca, al ser sus funciones muy distintas a la de la muralla (protección de la superficie palmar de la tercera falange y del cojinete plantar, flexibilidad y amortiguación en el caso de la ranilla y la palma, e impedimento a los cambios de hidratación de la muralla

en el caso del periople, y fusión de la muralla y la palma en el caso de la línea alba) su especialización estructural es mucho menor, con lo que, el periople, la palma y la línea alba, se erosionan con mayor facilidad (SÁNCHEZ, 2005; SÁNCHEZ-VALLE, 2008).

B.2. Contenido

En cuanto a las capacidades del casco para soportar y mover al caballo, diremos que el peso del cuerpo del animal se transfiere a través de los huesos de las extremidades hasta el tejuelo el cual, a su vez, lo transmite al casco, donde se neutraliza, absorbe y descompone, no mediante un sistema de apoyo de la tercera falange en la superficie dorsal de la palma, sino de suspensión de ésta al estar colgada de la superficie interior de la tapa, de forma que es el borde distal de la muralla el que transmite la carga finalmente al suelo (SÁNCHEZ, 2005). Esta suspensión del tejuelo dentro del casco se verifica merced a lo que, según POLLIT (2008), en 1851 se definió como “Órgano de Boulay” o “Aparato suspensor del tejuelo” constituido, por una parte, por la modificación del periostio dorsal de la tercera falange que, convertido en infinidad de estructuras microtendinosas (fibras colágenas), orientadas en cada punto en el sentido de mayor tracción sobre el casco, unen la superficie dorsal de este hueso a las láminas y laminillas del dermis podal y especialmente a la membrana basal que las tapiza (también de material colágeno) y, por otra, por un sistema de láminas y laminillas longitudinales dérmicas (podofilo o corion laminar), que engranan a la perfección con otras epidérmicas recíprocas de la superficie interna de la pared (querafilo); aproximadamente el casco del caballo presenta unas 600 láminas primarias, sobre cada una de las cuales se implantan unas 1000 más laminillas secundarias, de 100 a 200 según DELLMANN (1993), (unas 60.000 en total), que están más concentradas en el área de las lumbres y menos en las cuartas partes y talones, y que consiguen así una superficie de contacto entre podofilo y querafilo de unos dos metros cuadrados (SCHALLER, 1996; POLLIT, 1998; 2008; KAINER, 2003; PEREYRA, 2003; SISSON, 2003; CASTELINJS, 2005, 2005b; SÁNCHEZ, 2005).

Este complejo dermoepidérmico de interdigitación laminar es, por tanto, una parte fundamental del sistema de suspensión del tejuelo dentro del casco; las láminas epidérmicas primarias son parte del estrato córneo (queratina dura), y están producidas por el estrato germinativo localizado entre las terminaciones proximales de las láminas dérmicas y el borde profundo del surco coronario; las láminas epidérmicas secundarias

se originan también a partir de células germinativas próximas a las de las primarias, se multiplican produciendo células queratinizadas que se dirigen hacia abajo a semejanza de las láminas epidérmicas primarias, y están compuestas por un estrato de células basales y otro de espinosas. El estrato basal de cada lámina secundaria epidérmica descansa sobre el tejido conjuntivo de cada lámina dérmica secundaria, formándose una interdigitación entre ambas, y el núcleo central de cada lámina epidérmica secundaria está formado por un estrato espinoso de una anchura de 1 a 3 capas de células. La pared crece en longitud a una velocidad aproximada de 6,4mm por mes; por lo que se requieren de nueve a doce meses para que el casco crezca desde que nace en el borde coronario hasta que llega al suelo (DELLMANN 1993; MONTEIRO-RIVIERE, 1993).

El corion laminar (dermis) llena el espacio existente entre las láminas córneas de la capa interna y la superficie de la falange distal; se compone de haces de tejido conjuntivo colágeno denso y de una desarrollada red de grandes arterias y venas sin válvulas; esta capa vascular contribuye a amortiguar las fuerzas de compresión que se transmiten desde el casco rígido hasta el tejido óseo de la falange (DELLMANN 1993; MONTEIRO-RIVIERE, 1993).

La interdigitación dermoepidérmica (la conexión entre el continente y el contenido del pie), si acaso no fuera la más importante, probablemente sí es la estructura más interesante desde el punto de vista biomecánico y clínico, dado que nos conecta directamente con casi todas las enfermedades propias del casco y especialmente con la infosura (POLLIT, 1998; PEREYRA, 2003; CASTELINJS, 2005b; SÁNCHEZ, 2005; SÁNCHEZ-VALLE, 2008).

Todos estos datos expuestos, tanto del apartado de continente como de contenido del casco, tienen una importancia capital, tanto para el veterinario como para el herrador y cualquier otro profesional del sector hípico, pues sin ellos es imposible planificar ni llevar a cabo correctamente ningún protocolo de explotación, higiene, herrado, profilaxis o terapéutica equina (SÁNCHEZ, 2005).

3.2.5.1.C. OTROS ANEJOS CUTÁNEOS

En la extremidad del caballo, también encontramos otros anejos cutáneos de naturaleza córnea, como son los espolones y espejuelos; estas estructuras poseen una gruesa epidermis compuesta de tejido córneo tubular e intertubular, entrelazado con

papilas dérmicas que se prolongan dentro de los túbulos córneos; los músculos erectores del pelo, las glándulas y los pelos están ausentes en estas formaciones (DELLMANN 1993; MONTEIRO-RIVIERE, 1993).

IRM de la piel y el casco

La intensidad de señal emitida por la piel, en las diferentes potenciaciones y secuencias, dependerá del tejido predominante en cada zona; así, dependiendo de si predomina el tejido adiposo (como en el subcutis), el vascular (como en los distintos tipos de corion), o el conjuntivo (como en el periostio modificado del tejuelo), la señal esperable será la especificada para estos tipos de tejido en el apartado correspondiente de esta revisión bibliográfica; en cuanto al importantísimo tejido córneo del casco, según la bibliografía consultada, da lugar a una baja intensidad de señal apareciendo oscuro y, en principio, indiferenciable del fondo negro de la pantalla, tanto en T1 SE (DENOIX y col., 1996; KLEITER y col., 1999), como en DP SE (KLEITER y col., 1999).

IRM de la unión querato-podofilosa (láminas y laminillas dérmicas y epidérmicas)

La primera referencia que encontramos acerca de estas estructuras la hacen PARK y col. (1987), en un estudio *post mortem*, en el que señalan que se observan, en conjunto, como áreas de alta intensidad de señal en T1 SE convencional.

KLEITER y col. (1999), en otro estudio realizado *post mortem* en las imágenes potenciadas en T1 SE y en DP SE, observaron que la zona de interdigitación dermo-epidérmica laminar tenía una intensidad de señal un poco mayor que la porción de este mismo corion más cercana al tejuelo; a su vez, esta interdigitación presentaba una menor intensidad de señal en las imágenes potenciadas en T2* GRE que en las potenciadas en T2 mediante secuencias convencionales SE; para estos autores, los cortes sagitales y los transversos fueron los que permitieron una mejor evaluación de los tejidos dérmicos y epidérmicos de la región del casco.

En un estudio posterior realizado por KELLER y col. (2006), también *post mortem*, realizado con equipos de alto campo magnético (4,6 y 7,1 Teslas), en las imágenes sagitales potenciadas en T2 FSE, el estrato laminar fue identificado como una

banda gris entre la dermis sublamelar, que presentaba una mayor intensidad de señal, y el estrato medio de la pared del casco, que también daba lugar a cierta señal; en los cortes transversales obtenidos con el imán de 4,6 T, las láminas dérmicas y epidérmicas primarias interdigitadas aparecieron, en general, oscuras, aunque las puntas aparecieron de color gris claro; cuando se obtuvieron las imágenes con el imán de 7,1T se pudo observar que la dermis sublamelar y las láminas dérmicas primarias tenían la misma intensidad de señal, que daba lugar a una imagen de color gris; las láminas primarias epidérmicas y el estrato medio de la pared, en principio, no daban lugar a señal y, por lo tanto, fueron oscuros; las laminillas epidérmicas secundarias, debido a su mayor contenido en agua, presentaron mucha mayor intensidad de señal que las primarias; sin embargo, alguna laminilla epidérmica secundaria no presentaba señal a nivel de su base pero, más hacia su ápice, tenían una intensidad de señal que variaba de gris a blanco; de todas formas, las laminillas epidérmicas y dérmicas secundarias presentaban una intensidad de señal similar entre sí, mayor que la de las láminas primarias, tanto dérmicas como epidérmicas, pudiendo no distinguirse bien unas de otras dependiendo de la imagen concreta. Según los autores de este estudio, esto se relacionaba con las estructuras queratinizadas cuando se comparó con las preparaciones histológicas, ya que, en éstas, se puso en evidencia la queratinización del estrato medio de la pared del casco, de las láminas epidérmicas primarias y también de la base de algunas laminillas epidérmicas secundarias.

En un trabajo publicado por MURRAY y col. (2006), que se realizó, como los anteriores, *post mortem*, y en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T2* GRE con y sin supresión selectiva de la señal grasa, T2 STIR y T1 SPGR, se encontró una serie de variaciones o irregularidades en la intensidad de señal emitida por esta estructura, que los autores achacaron a artefactos o variaciones anatómicas normales. En este trabajo, un 75% de los caballos sin historia de claudicación previa presentaron áreas relativamente mal circunscritas de baja intensidad de señal, lo que los autores relacionaron con la aparición de artefactos de susceptibilidad magnética, debidos probablemente a la existencia de fragmentos metálicos de clavos de herrar; además, en el 25% de las extremidades, aproximadamente, tanto en caballos con historia de claudicación como en equinos sin ella, se observó una ligera irregularidad laminar, fundamentalmente en el aspecto dorsal de la falange distal cerca de su borde distal.

En otro estudio realizado *post mortem*, con un equipo de alto campo magnético (4,7T), en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T2* GRE, T1 SE y DP SE, los autores señalaron que, en las T2* se obtuvo el mejor detalle y contraste anatómico y la mejor resolución, y que, en ellas, el córion y la interdigitación laminar dermo-epidérmica tenían mayor intensidad de señal que el resto de la pared del casco y que el tejido óseo cortical de la tercera falange; en estas imágenes, la porción interna de la pared del casco o zona de interdigitación dermo-epidérmica y la cavidad medular de la falange distal tenían una intensidad de señal similar; además, las láminas primarias fueron fácilmente identificables individualmente, sin embargo, no fue posible una diferenciación clara entre las laminas primarias dérmicas y epidérmicas en la RM aunque, de forma típica, las epidérmicas tenían una menor intensidad de señal que las dérmicas y esta menor intensidad de señal era similar a la del estrato interno de la pared del casco; según los autores, toda la arquitectura anatómica era identificable excepto las laminillas secundarias, hecho que, junto con la incapacidad de diferenciar de una forma clara y constante las laminas dérmicas de las epidérmicas, fue la principal limitación para la resolución anatómica de la RM (ARBLE y col., 2009).

MURRAY y col., (2009), también sobre extremidades de cadáveres, compararon la imagen generada por un equipo de baja intensidad de campo con otro de alta intensidad, y afirman que las capas laminares normales estaban claramente definidas en las imágenes potenciadas en T1 de alto y bajo campo; sin embargo, aunque en las imágenes potenciadas en T2* de alto campo las capas laminares fueron visibles, en las imágenes de bajo campo, en esta potenciación, la epidermis era tan hipointensa que podía no ser definida, y las capas laminares eran difíciles de separar debido a su hiperintensidad.

3.2.6. MODELADO ÓSEO

No entraremos aquí, en detalle, en el proceso de modelado óseo, pero sí haremos referencia a ciertos aspectos interesantes que debemos tener en cuenta a lo largo de este trabajo.

Según VAN SICKLE (1993), los cambios en el tamaño y la forma de los huesos durante el proceso de crecimiento se denominan modelado. La acción concomitante de resorción y formación ósea sobre un solo lado del tallo lo desplaza a la derecha o a la izquierda; por tanto, algunos huesos pueden crecer excéntricamente para satisfacer

determinadas demandas biomecánicas; este movimiento en el espacio se denomina deriva. No hay que confundir el modelado con el remodelado óseo; el primero da como resultado una ganancia neta de tejido óseo, y es continuo hasta que se alcanza la forma adulta; el remodelado, por el contrario, ocurre durante toda la vida, pero no altera la forma o el tamaño del hueso; en él, el hueso primitivo o poroso, que es de peor calidad, es sustituido por hueso laminar; además, no afecta a las superficies anatómicas, por lo que sería más apropiado el término de remodelado interno; por último, es cíclico y más lento, comprende sólo una pequeña porción del esqueleto y con él no se producen cambios en la masa ósea ni una pérdida neta de la misma; sin embargo, según este autor, un cambio de la biomecánica también puede ser causa de la activación del remodelado, y no sólo del modelado.

3.2.7. REPARACIÓN DE FRACTURAS

Según VAN SICKLE (1993), tras la fractura de un hueso, se produce una secuencia de fenómenos durante el proceso de reparación, pues la reparación de la fractura implica modificaciones en el aporte sanguíneo que afectan a la proliferación celular y a su diferenciación así como a la resorción y síntesis de tejido óseo.

El traumatismo que causa la rotura de un hueso desgarrar también los tejidos blandos adyacentes y los vasos sanguíneos, y el coágulo sanguíneo que se forma en el lugar de la fractura paraliza la circulación y produce necrosis o muerte de los tejidos circundantes, así mismo, la interrupción de los vasos sanguíneos en el interior de las osteonas causa el cese de suministro sanguíneo y la muerte de los osteocitos a cada lado de la fractura. El tejido nuevo que se desarrolla en el punto de la fractura, que constituye un puente entre los fragmentos, se denomina callo y se compone de dos partes: el callo interno, que se desarrolla entre los extremos opuestos del hueso, y el callo externo, que rodea la superficie más externa del hueso fracturado. Las células que participan en el proceso de reparación ósea son las células osteogénicas del periostio, las células del endostio y las células indiferenciadas de la médula ósea. En los comienzos del proceso de cicatrización, las células del periostio proliferan en un grado tal que la capa fibrosa de éste se proyecta fuera del hueso, la proliferación de las células del endostio determina su engrosamiento y, en la misma zona, las células indiferenciadas de la médula ósea aumentan su número. La diferenciación de estas células tiene lugar en dos formas y depende del aporte vascular disponible; las que se encuentran más próximas a

los fragmentos del hueso se diferencian en presencia de vasos sanguíneos y, en consecuencia, se convierten en osteoblastos y forman trabéculas óseas; por su parte, las más alejadas del hueso proliferan en una zona relativamente carente de capilares y, en consecuencia, dan lugar a condroblastos, que forman el cartílago del callo externo, que se forma temporalmente y que, finalmente, se reemplaza por tejido óseo, siguiendo la misma secuencia de hechos que tienen lugar en la osificación endocondral. De manera gradual, el callo óseo se remodela por resorción de las trabéculas en la periferia hasta que se restauran los perfiles primitivos del hueso (YOUNG y HEATH, 2000).

Cuando la fractura del hueso es limpia, uniforme y las superficies opuestas están perfectamente alineadas, sin que se produzca ningún espacio entre los fragmentos, y cuando éstas se mantienen rígidamente a lo largo de todo el periodo de curación, no se desarrolla callo externo. Debido a que el hueso muerto se extiende un poco a ambos lados de la línea de fractura, las células osteogénicas y los capilares del hueso vivo proliferan y crecen a través de dicho hueso muerto; mientras que, simultáneamente, los osteoclastos invaden la zona y forman túneles de resorción como los descritos en el remodelado óseo; el resultado de esto es la formación de nuevas osteonas, que rellenan la línea de fractura y se extienden a través del hueso del otro lado; esto es el proceso denominado osteosíntesis primaria (YOUNG y HEATH, 2000).

Las fracturas que se han realineado por aposición directa, pero que dejan un pequeño espacio entre los dos fragmentos, se curan de manera semejante, siempre que se mantenga la inmovilización rígidamente; la única diferencia reside en que los extremos están unidos inicialmente por un hueso inmaduro, más que por nuevas osteonas; el remodelado ocurre como un proceso secundario. Evidentemente, la rigidez de la fijación impide la actividad osteogénica del periostio, de tal modo que no se produce la formación del callo externo; sin embargo, cualquier ligero movimiento entre los dos extremos de la fractura estimulará la formación de callo (YOUNG y HEATH, 2000).

3.2.8. INFLAMACIÓN POR INFECCIÓN BACTERIANA

Los procesos, mecanismos y mediadores que se dan en la inflamación tisular, sea de origen séptico o no, son muy numerosos y complicados; no obstante, no es objeto de este trabajo profundizar en los mismos, por lo que, en principio, resaltaremos únicamente que, en respuesta a la invasión microbiana, los neutrófilos emigran; la

emigración de estos leucocitos ocurre muy poco tiempo después de la infección bacteriana, y es mediada por factores quimiotácticos liberados por los tejidos y por las bacterias. Subsiguientemente a la infección bacteriana, aumenta la permeabilidad vascular y el plasma pasa a los tejidos circundantes, produciendo tumefacción; las células cebadas de la zona responden a continuación, se degranulan e intensifican todavía más el proceso inflamatorio (DELDAR, 1993).

3.3. ANATOMÍA E IRM ANATÓMICA

3.3.1. INTRODUCCIÓN

El conocimiento anatómico es, sin duda, la columna vertebral de la ciencia médica en general y de la medicina veterinaria en particular; por lo que, desde tiempos pretéritos el hombre ha investigado y acumulado conocimientos sobre la estructura anatómica de los animales que eran de su interés. En estos tiempos, en que ya se habla de la terapia curativa individualizada y de los tratamientos preventivos singularizados basados en la medicina celular, la genética molecular y la epigenética; incluso hoy, que parece que con una simple muestra de sangre o saliva será aún así, la buena práctica clínica médica, tanto humana como veterinaria, se asienta en un firme y detallado conocimiento de la anatomía del paciente. El individuo es un todo indivisible, pero el conocimiento humano necesita de la descomposición abstracta en partes funcionales menores y su posterior integración intelectual, para constituir de nuevo un todo en la mente del clínico; sólo de esta manera se pueden entender las relaciones biomecánicas y fisiológicas de aquellas partes y, por ende, puede el clínico entender cómo afecta la alteración de una o varias de ellas al todo, o como afecta la alteración del todo a una o varias de las partes; es decir, sin conocimiento anatómico puede existir un químico, un físico o incluso un genetista molecular, pero no un veterinario clínico.

La anatomía siempre ha exigido un gran esfuerzo de aprendizaje por que, aunque se intenten utilizar métodos que favorezcan su entendimiento lógico, éste siempre va acompañado de una gran carga de contenido a memorizar. Esto parece chocar con la mayor parte de las corrientes educativas actuales, que huyen de la memorización de contenidos copiosos en favor del desarrollo de otras habilidades mentales; sin embargo, la realidad es tozuda y, en el campo de la veterinaria, a medida que se desarrollan nuevas técnicas de diagnóstico por imagen, aumenta si cabe, la necesidad del conocimiento exhaustivo de la anatomía macroscópica e incluso microscópica. Quizá el ejemplo más llamativo es el de la aplicación clínica de la IRM, que no sólo exige un preciso conocimiento de la anatomía macroscópica, la histología y la fisiología de los tejidos sino que, además, requiere un abordaje tomográfico de dicha anatomía, que muchas veces resulta, cuando menos, poco habitual desde el punto de vista del estudio tradicional de la misma. Algunos textos relativamente antiguos ya incluían láminas diestramente dibujadas de cortes tomográficos en los planos sagital, transversal y

coronal de ciertas regiones del equino como las extremidades (SISSON, 1982). En la actualidad cada vez es más frecuente que los tratados de anatomía veterinaria incluyan fotografías y esquemas de cortes tomográficos en diferentes planos del espacio (DENOIX, 2001); no obstante, todavía hay importantes carencias bibliográficas en este aspecto y aún es necesario desarrollar tratados de anatomía animal orientados a facilitar la identificación precisa de estructuras anatómicas en imágenes topográficas procedentes de técnicas como la tomografía axial computadorizada (TAC), la IRM o incluso la ecografía bidimensional.

Hecha esta reflexión, al igual que SÁNCHEZ (2005) y SÁNCHEZ-VALLE (2008), creemos lógico que, antes de comenzar con el desarrollo de ningún tema relacionado con la clínica del aparato locomotor del caballo, se tengan en cuenta el mayor número posible de factores, tanto anatómicos como fisiológicos y biomecánicos, que tengan importancia en la generación y desarrollo de las diversas enfermedades que afectan, en este caso, al Cigópodo y Autópodo equino, unas como consecuencia directa de la predisposición que la propia biología proporciona a esta especie por su particular naturaleza, y otras derivadas de la influencia de la mano humana sobre estos animales, tanto desde el punto de vista histórico, es decir lo que se ha hecho mediante la selección más o menos errónea o acertada de los equinos, como desde un punto de vista actual, o sea, lo que se hace a diario con el hábitat, cuidado, higiene, alimentación, uso o abuso, herrados e incluso medicaciones que, en general, obligan a los caballos a soportar condiciones de vida disgenésicas, sufrir gran cantidad de problemas iatrogénicos y padecer un buen número de enfermedades, digamos “profesionales”. Comenzaremos, por tanto, describiendo la anatomía topográfica de esta parte de las extremidades del equino diferenciando dos grandes apartados dentro de la estructura de las mismas: continente y contenido.

Antes de comenzar, hemos de aclarar que este apartado se estructura siguiendo los mismos puntos que los expuestos en la tesis doctoral de SANCHEZ-VALLE (2008), ampliados en la descripción anatómica, eso sí, de forma general a partir de las publicaciones de SISSON (1982; 2003), en lo relativo a la sindesmología y la miología, y la de GETTY (1982) en lo relativo a la osteología y, por tanto, no se hará referencia a la bibliografía, salvo en aquellos casos en que lo expuesto tenga un origen bibliográfico diferente. En lo que respecta a la revisión bibliográfica de la IRM de las diferentes estructuras anatómicas, ésta se expondrá a continuación de la descripción de cada parte

anatómica, salvando los casos en que no se haya encontrado ninguna referencia a la misma, en los que se continuará con la descripción de la anatomía de la siguiente estructura.

3.3.2. CONTINENTE

En este apartado englobamos todas las estructuras externas de la extremidad del caballo que, en su mayor parte, es la piel, compuesta por hipodermis, dermis y epidermis, junto con los anejos cutáneos como el pelo, glándulas sudoríparas, glándulas sebáceas, receptores táctiles, excrecencias córneas, etc, que, a nivel del acrópodo, se reduce al casco, cuya estructura es de un interés supremo en medicina veterinaria (JUNQUEIRA y CARNEIRO, 2000; SÁNCHEZ, 2005); existen otras formaciones córneas cutáneas, de una importancia infinitamente menor en la actualidad, pero que son testigos de la evolución del género, se trata del espolón y del espejuelo, vestigios del quinto y primer dedo equino respectivamente.

3.3.2.1. PIEL

Las funciones de la piel y los anejos cutáneos son:

- La protección del organismo de las agresiones del ambiente, como los traumatismos.
- La selección de lo que resulta dañino para el organismo y lo que, por el contrario, es beneficioso, impidiendo la penetración de los agentes biológicos y químicos, pues consiste en una verdadera barrera inmune de primer orden y aporta protección frente a los agentes físicos, como los rayos ultravioletas; esto último, determinado por su capacidad melanogénica.
- La participación en la función de termorregulación, que es muy importante, pues gracias a ella se puede mantener la temperatura del organismo en los rangos propios de cada especie (homeotermia), por lo que también recibe el nombre de corazón periférico.
- El efecto de barrera y, a la vez, de nexo de unión entre el organismo y el medio externo, a la vez que la excreción pues, a su través, se eliminan sustancias nocivas por medio del sudor y la secreción sebácea.

- La función de depósito, pues es un reservorio para múltiples sustancias como minerales, grasas, hormonas y vitaminas.
- La función quizá más importante, que es su capacidad de recepción del sentido del tacto, pues gracias a ella es posible percibir las sensaciones de frío, de calor, de humedad, etc; gracias a esta función la piel recibe el nombre de cerebro periférico.
- Por último, la función reguladora del metabolismo, ya que es capaz de sintetizar sustancias necesarias para el organismo, como es el caso de la vitamina D, en cuya síntesis y maduración interviene la radiación ultravioleta al incidir sobre la piel (JUNQUEIRA y CARNEIRO, 2000).

3.3.2.2. CASCO

Anatomía

El casco, como parte especializada de la piel que es, tiene todas estas funciones descritas en mayor o menor grado y, sobre todo, está especializado en la protección de la parte distal de cada extremidad y en facilitar el desplazamiento del animal.

El casco se continúa con la epidermis convencional en el borde perióplico y la dermis del casco (corion) con la dermis del resto de la piel. Las regiones del corion, como veremos más adelante, se corresponden a las partes del cascobajo las que se localizan, y son el corion perióplico, el coronario, el laminar, el cuneal, el solear y el de la línea blanca (GONZALEZ Y GOYOAGA, 2002; KAINER, 2003).

El casco es un sistema dinámico, constituido por:

- Una cutícula o periople (*epidermis limbi [perioplum]*), que se origina en el rodete perióplico y que cubre el tercio proximal de la pared, protegiéndola de la desecación y la hiperhidratación exógena, conservando así su flexibilidad y elasticidad idóneas.
- Una pared troncocónica asimétrica, tanto en sentido dorsovolar como latero medial, que crece de arriba hacia abajo, salvo en el primer casco de la vida de un potrillo, en el que es justo del revés; se origina casi exclusivamente en

el rodete coronario (*margo coronalis*) y sufre una inflexión centrípeta a nivel de los talones, dando lugar a las barras o candados (*pars inflexa medialis, lateralis*).

- Una palma cóncava, que crece sobre el dermis felposo que cubre la superficie palmar del tejuelo, protegiéndolo.
- La línea de unión entre la palma y la tapa, que se denomina saúco o línea blanca y que crece a partir de las papilas terminales de las láminas del podofilo.
- Por último, una ranilla (*cuneus unguare*), originada a su vez sobre el dermis que cubre la almohadilla palmar o plantar.

Todas las partes del casco son flexibles y elásticas, capaces de deformarse en función de las presiones recibidas, propiciando en el apoyo la amortiguación de las presiones, el almacenamiento de energía potencial y cinética, que servirá para preparar la impulsión, y la activación de la circulación mediante un corazón podal paradójico, capaz de expulsar la sangre de los plexos paracondrales hacia arriba durante el apoyo, de facilitar el flujo sanguíneo durante la elevación y, además, de redistribuirla entre sus diferentes compartimentos vasculares merced a los cambios de presión que se originan entre los mismos durante las distintas fases del movimiento, tal como expone SÁNCHEZ (2005) de acuerdo con PIRES y LIGHTTOWLER (1989), SCHALLER (1996), DEPARTAMENTO DE BIOLOGÍA CELULAR Y ANATOMÍA DE LA UNIVERSIDAD DE LEÓN (1998), POLLIT (1998), SANDOVAL (1998b), HICKMAN y HUMPHREY (2002), KAINER (2003) y SISSON (2003).

En el potro recién nacido, la porción dura y pigmentada del casco está cubierta por la porción blanda y no pigmentada (el periniquio), de formación precoz. Durante la gestación, este revestimiento blando y romo reduce la posible incidencia de lesiones uterinas, cervicales y vaginales, provocadas por los cascos del potro; pero cuando tras el nacimiento el potro se pone en pie, este periniquio se separa del resto del casco siguiendo un plano preestablecido y, en poco tiempo, se desprende y se pierde (ASHDOWN y DONE, 1987; POLLIT, 1998).

La tapa del casco funciona como un arco capaz de abrirse por sus ángulos de inflexión, desde sus aspectos proximales hacia los distales, y de cerrarse en sentido inverso, cuya cuerda de tensión la constituyen la palma, las barras y la ranilla. Durante el apoyo, la pared se abre en sus extremos volares, primero cerca de los bulbos, y si la presión aumenta, también en su borde distal y se inclina, flexionándose en las lumbres; la palma baja y pierde concavidad y la ranilla se comprime y ensancha, provocando este mismo efecto en la almohadilla plantar (SISSON, 2003; SÁNCHEZ, 2005).

Externamente, podemos dividir a la muralla en secciones que desde su zona dorsal a la volar son las siguientes: lumbres, hombros cuartas partes, talones y finalmente como ya se citó, las barras. Es notable la adaptación de la muralla a esta alternancia de dilatación y contracción, y a la usura por parte del suelo (y por lo tanto a la tracción), merced a una serie de detalles tanto de conformación como de cualidades físicas de la sustancia córnea: su apertura posterior, la combinación de un crecimiento a igual velocidad en todo su contorno, junto con una disminución progresiva de su longitud desde las lumbres a los talones, que hace que la materia córnea sea más joven y, por lo tanto, más elástica y más protegida por el periople, justo en los puntos en los que más deformación se requiere (volar y proximal) y, por último, la disminución progresiva del grosor de la pared desde las lumbres a los talones, que facilita también un aumento progresivo de la capacidad de deformación desde la parte dorsal del casco hasta la volar o, por lo menos, una progresiva menor superficie de contacto del borde distal de la muralla con el suelo, debido o no, a la también progresiva disminución de la sección de la tapa del casco desde las lumbres a los talones, ya que en las primeras dicha sección es mucho más inclinada que en los últimos (SÁNCHEZ, 2005).

Una correcta conformación del casco implica que el eje podofalangiano sea recto, y una angulación de las lumbres que oscila entre 50° y 54° para los miembros anteriores, siendo algo más verticales los cascos posteriores (SÁNCHEZ, 1999; KAINER, 2003); también se considera que el ángulo formado entre la pared y el suelo en la parte lateral de un casco debe ser algo más agudo que en un punto simétrico del lado medial (SÁNCHEZ, 1999).

Hay que tener en cuenta que los puntos de inflexión de la muralla en los ángulos de los talones, donde el casco recibe todo el peso del caballo al llegar al suelo, sobre todo a altas velocidades, junto con los hombros, puntos de apoyo responsables de la

impulsión del equino, son los lugares donde la muralla presenta un mayor grosor y dureza y, por lo tanto, una mayor resistencia al desgaste; mientras que las cuartas partes, dada su menor tenacidad, se rompen con facilidad y las lumbres sufren una erosión mayor que las hace redondeadas, facilitando así la “sacada o rodadura del pie” sobre el suelo durante la fase de propulsión de este, al final del apoyo (SÁNCHEZ, 2005).

En cuanto a las capacidades del casco para soportar y mover al caballo, diremos que el peso del cuerpo del animal se transfiere a través de los huesos de las extremidades hasta el tejuelo el cual, a su vez, lo transmite al casco, donde se neutraliza, absorbe y descompone, no mediante un sistema de apoyo de la tercera falange en la superficie dorsal de la palma, sino de suspensión de ésta al estar colgada de la superficie interior de la tapa, de forma que es el borde distal de la muralla el que transmite la carga finalmente al suelo (SÁNCHEZ, 2005). Esta suspensión del tejuelo dentro del casco se verifica merced a lo que, según POLLIT (2008), en 1851 se definió como “Órgano de Boulay” o “Aparato suspensor del tejuelo”.

Tanto o más llama la atención la adaptación de la muralla a las diversas condiciones geológicas, orográficas y climáticas, que le permite cambiar el valor de su dureza, flexibilidad, elasticidad y tenacidad para adaptarse a una locomoción más eficiente en cada caso, permitiendo un mayor ensanche del casco, una rotura más fácil y una menor uniformidad del desgaste en condiciones de extrema blandura y humedad del terreno (talones sobrecrecidos: mayor facilidad de tracción), o bien una menor anchura y una más difícil abrasión, pero más uniforme, en condiciones de gran dureza y sequedad (SISSON, 2003; SÁNCHEZ, 2005).

Lo anterior tiene que ver con la estanqueidad perióplica, con la capilaridad de los túbulos córneos que forman parte de la muralla y que se abren en su extremo distal, más delgados y numerosos a medida que nos acercamos a la superficie externa de la misma y más gruesos y espaciados cuanto más profundamente, de forma que permiten distintos grados de hidratación en función de la profundidad, y con el carácter higroscópico de la sustancia córnea que conforma el tejido intertubular, que permite la nutrición del casco por difusión del líquido intersticial de la dermis a través de la membrana basal que separa el estrato laminar de la muralla del podófilo (KAINER, 2003; SÁNCHEZ, 2005).

Esto último es de capital importancia a la hora de decidir qué método de herraje es el idóneo en cada lugar y época del año, pues es necesario saber si conviene desnaturalizar o no la queratina, sellar o no los túbulos córneos cuando se hierra a fuego, o si el escofinado del dorso de la muralla va a sacrificar la salud del pie en pro de la estética o la ortopedia (SÁNCHEZ, 2005).

La palma, la ranilla y la línea blanca, poseen varias zonas o áreas, como la superficie externa e interna, los pilares lateral y medial de la palma y de la ranilla, llamados también crestas, la espina de la ranilla (*spina cunei*), las lagunas lateral y medial o surcos paracuneales y laguna central de la ranilla (SANDOVAL, 1998; SISSON, 2003).

Los espolones y espejuelos son otros anejos cutáneos distintos del casco que, aunque teóricamente no correspondería colocarlos en este apartado, debido a su naturaleza, haremos aquí una breve descripción de los mismos. Se trata de estructuras córneas que poseen una gruesa epidermis compuesta, como ya se ha comentado en el apartado de histología, de tejido córneo tubular e intertubular entrelazado con papilas dérmicas originadas en su corion específico que se prolongan dentro de los túbulos córneos. Los espolones se localizan en la zona palmar o plantar de los menudillos, mientras que los espejuelos se localizan en la medial de las extremidades, proximalmente a la articulación del carpo en las anteriores, y a nivel de la parte más distal de la articulación del tarso cuando también aparecen en las posteriores (DELLMANN 1993).

IRM del casco

IRM del periople

La primera referencia a la imagen generada por el periople mediante RM la encontramos en un estudio *post mortem*, realizado con equipos de alto campo magnético (4,6 y 7,1 Teslas), en el que, en las imágenes potenciadas en T2 FSE, en cortes sagitales, el periople no pudo ser distinguido con el imán de 4,6 T pero sí con el de 7,1 T (KELLER y col., 2006); en otro trabajo posterior, realizado también *post mortem*, con un equipo de alto campo magnético (4,7T), en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T2* GRE, T1 SE y DP SE, los autores señalaron que, en las potenciadas en T2* GRE, se obtuvo el mejor detalle y contraste anatómico y la mejor resolución, y

que, en ellas, la porción interna de la pared del casco y la cavidad medular de la falange distal tenían una intensidad de señal similar, sin embargo, los bordes periféricos de la pared del casco, y por lo tanto el periople, no fueron detectables debido a la falta de señal de esta estructura (ARBLE y col., 2009).

IRM de la pared, suela, línea blanca y ranilla

KLEITER y col. (1999), en un estudio *post mortem*, observaron que, en las imágenes potenciadas en T1 SE y DP SE, el tejido córneo del casco sano no era visible en contraste con el fondo negro de la pantalla; no obstante, la ranilla presentaba una imagen rayada a causa de las fibras del ligamento condropulvinal; sin embargo, en otro trabajo posterior, también *post mortem*, realizado con equipos de alto campo magnético (4,6 y 7,1 Teslas), sí se pudieron visualizar diferentes partes de la pared, aunque en las imágenes potenciadas en T2 FSE, obtenidas con el imán de 4,6T, los túbulos del estrato medio no pudieron ser distinguidos de la sustancia intertubular, para esto fue requerida la mayor resolución del imán de 7,1T (KELLER y col., 2006).

3.3.3. CONTENIDO

El contenido es todo aquello que se encuentra dentro del continente, es decir de la piel y del casco: huesos, cartílagos, tendones, ligamentos, sinoviales, músculos, articulaciones, trócleas, venas, arterias, vasos linfáticos y nervios (CLÍMENT y BASCUAS, 1981; ASHDOWN y DONE, 1987; PIRES y LIGHTTOWLER, 1989; PEREYRA y CUNS, 1992; WYN-JONES, 1992; SCHALLER, 1996; DENOIX, 1998; 2001; 2007, 2007b; POLLIT, 1998; SANDOVAL, 1998b; SÁNCHEZ 1999; 2005; HICKMAN y HUMPHREY, 2002; DELLMANN y McCLURE, 2003; GETTY, 2003; GHOSHAL, 2003; KAINER, 2003; SAAR y GETTY, 2003; SISSON, 2003; HACKETT y SACK, 2004; CASTELINJS, 2005, 2005b; LIEBICH y col., 2005; MAIERL y col., 2005; CLAYTON y col., 2007; SÁNCHEZ-VALLE, 2008). Para la estructuración de este apartado nos hemos basado en la tesis doctoral de SÁNCHEZ-VALLE (2008), completada en mayor detalle a partir del trabajo de SISSON (1982), por lo que, a lo largo de todo este apartado, sólo haremos referencia a la bibliografía consultada cuando, en el apartado que proceda, la fuente sea diferente de estas mencionadas.

3.3.3.1. HUESOS

3.3.3.1.A. OS UNGULARE, PHALANX DISTALIS. TERCERA FALANGE O TEJUELO

Anatomía

Se encuentra contenida por completo dentro del casco, al cual se adapta. Presenta tres superficies, tres bordes y dos ángulos.

- La superficie articular está en dirección proximal y palmar/plantar, y fundamentalmente está adaptada a la cabeza de la falange media, pero presenta una zona lisa y estrecha (*facies articularis sesamoidea*), a lo largo del borde palmar/plantar, para articularse con el hueso sesamoideo distal.
- El borde proximal o coronario presenta una eminencia central, la apófisis extensora, en la que se inserta el tendón del músculo extensor digital común o largo. A cada lado, existen sendas depresiones para la inserción de los ligamentos colaterales.
- La superficie parietal está inclinada en dirección dorsodistal, con un ángulo de inclinación, con el plano del suelo de unos 45° a 50°. Lateralmente, la altura disminuye y la inclinación es más pronunciada, en especial en su lado medial; de un lado a otro, la curvatura es casi semicircular; la superficie, rugosa y porosa, algunas veces recuerda a la piedra pómez y está perforada por numerosas foraminas de distinto tamaño; de las que una serie de las más anchas está situada sobre o cerca del borde solear. A cada lado, el surco parietal pasa dorsalmente, a partir del ángulo, y termina en una de las foraminas grandes. En estado fresco, esta superficie se halla cubierta por el corion de la pared del casco o corion laminar y su periostio modificado, engranándose mediante estas estructuras con el estrato laminar de la pared del casco y constituyendo parte del aparato de suspensión del tejuelo.
- El borde solear es delgado, cortante e irregularmente escotado; hay una escotadura dorsal más ancha (*crena marginis solearis*).

- La superficie solear está arqueada y dividida en dos partes desiguales por una línea rugosa curvada, la línea semilunar. La zona mayor, dorsal a la línea (*planum cutaneum*), es cóncava, tiene la forma de una media luna y es comparativamente lisa, y se corresponde con la cara palmar del casco. La parte posterior, palmar/plantar a la línea, es mucho más pequeña y semilunar, y se encuentra relacionada con el tendón flexor digital profundo, de aquí que se denomine superficie flexora; presenta una prominencia central rugosa en cada lado, en las que descansa el surco solear, que lleva hacia el foramen solear. La foramina conduce al canal solear (semilunar) dentro del hueso, a partir del que unos pequeños canales conducen hasta algunos de los forámenes de la superficie parietal. El tendón del músculo flexor digital profundo se inserta en la línea semilunar y en la zona rugosa central palmar/plantar al canal semilunar. Los surcos soleares y las foraminas alojan las terminaciones de las arterias digitales palmares dentro del canal solear, donde se anastomosan y forman un arco terminal del que salen ramas, a través de los canales del hueso, y emergen por medio de las foraminas de la superficie parietal.
- Las apófisis palmares (ángulos) son masas prismáticas que se proyectan palmar/plantarmente a cada uno de los lados; la medial es en general más corta. Cada una se divide en una parte proximal y otra distal por una escotadura, o se encuentra perforada por un foramen que conduce al surco parietal, y su borde dorsal recibe al cartílago ungueal. En el potro recién nacido, la parte distal del ángulo es una proyección pequeña y puntiaguda que, posteriormente, se osifica e invade la parte distal del cartílago en una extensión variable.

Cabe destacar de su estructura, que está horadado por numerosos canales para los vasos, la mayoría de los cuales irradian a partir del canal solear hasta la superficie parietal; estos no son canales para vasos nutricios del hueso, sino para las arterias que irrigarán el corion del casco. El hueso en general es bastante poroso pero se encuentran capas gruesas de tejido óseo compacto en las superficies articular y flexora, y en la apófisis extensora, que son los puntos de mayor presión y tracción.

IRM de la tercera falange

En las imágenes potenciadas en T1 SE convencionales, obtenidas *post mortem*, la medular de la parte proximal de los procesos palmares, en cortes transversales, se ve como áreas ovaladas de alta intensidad a los lados del tendón flexor digital profundo (TFDP) (PARK y col., 1987). En este mismo tipo de imágenes, también obtenidas *post mortem*, la sustancia esponjosa del hueso presentaba alta intensidad de señal en caballos adultos, mientras que, en potros recién nacidos, sólo presentaba esta misma señal en el tercio distal, la parte restante tenía menor intensidad de señal (HEVESI y col., 2004).

El tejido óseo esponjoso, tanto en adultos como en potros neonatos, en las imágenes potenciadas en T2* GRE y obtenidas *post mortem*, dan lugar a una estructura de intensidad de señal de media a baja; en estas mismas imágenes, en las placas de crecimiento de esta falange, donde la osificación endocondral está ocurriendo activamente, la intensidad de señal encontrada fue extremadamente alta según los autores; sin embargo, en las imágenes potenciadas en T1, en las que se utilizó la opción IR con un tiempo de inversión de 150ms, las áreas de crecimiento presentaban intensidad de señal media, aunque, aún así, se diferenciaban nítidamente del estrato calcificado (HEVESI y col., 2004).

En las imágenes obtenidas *post mortem*, potenciadas en T2 TSE, la sustancia esponjosa del hueso adulto mostró intensidad de señal media. En estas mismas imágenes, los autores afirman que el arco terminal y los vasos nutricios que se originan a partir de él se distinguieron bien de la sustancia esponjosa; sin embargo, cuando observamos la imagen publicada en este trabajo al respecto, vemos que, aunque sí se delimitan bien merced a una fina línea de baja intensidad, la realidad, es que parecen ser isointensos en relación a la sustancia esponjosa (HEVESI y col., 2004).

En otro estudio posterior, también *post mortem*, realizado con equipos de alto campo magnético (4,6 y 7,1 Teslas), en las imágenes potenciadas en T2 FSE, los autores afirman que el hueso esponjoso tenía alta intensidad de señal, y los vasos sanguíneos vistos en estas imágenes presentaban también alta intensidad de señal conectando la médula ósea y la dermis laminar (KELLER y col., 2006).

En imágenes obtenidas también *post mortem*, potenciadas en T2 TSE, el tejido óseo compacto mostró una clara carencia de señal (HEVESI y col., 2004; KELLER y col., 2006).

ZUDROD y col. (2005), en un trabajo realizado *ante mortem*, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T2 SE y DP SE convencionales mediante la técnica “dual echo”, en T2 mediante la opción STIR con un tiempo de inversión elegido para evitar la señal de la grasa, y en otras imágenes en que no se especifica el tipo de potenciación, aunque sí se afirma que se utilizó la opción de supresión selectiva de la señal grasa “fat sat” o “SPIR”, vieron que este hueso, a nivel de la entesis de los ligamentos colaterales, está bien definido en las imágenes de RM, tiene una corteza de baja señal uniforme y una médula ósea emplazada en el tejido óseo esponjoso que da lugar a una alta intensidad de señal.

En un trabajo publicado por MURRAY y col. (2006) que se realizó *post mortem*, y en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T2* GRE con y sin supresión selectiva de la señal grasa, T2 STIR y T1 SPGR, se encontraron una serie de variaciones o irregularidades en la intensidad de señal emitida por esta estructura en caballos sin historia de claudicación; se observó una ligera irregularidad de la superficie interna o de la superficie externa de la cortical palmar a nivel de la inserción del ligamento sesamoideo distal impar en esta falange en un 50% de los pies estudiados en estos caballos y, en casos puntuales, se observó una ligera irregularidad cortical a nivel del margen dorsal.

En otro estudio realizado *post mortem*, con un equipo de alto campo magnético (4,7T), en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T2* GRE, T1 SE y DP SE, los autores señalaron que, en las T2* se obtuvo el mejor detalle y contraste anatómico y la mejor resolución, y que, en ellas, el córion y la interdigitación laminar dermoepidérmica tenían mayor intensidad de señal que la restante pared del casco y que el tejido óseo cortical de la tercera falange. En estas imágenes, la porción interna de la pared del casco o zona de interdigitación dermoepidérmica y la cavidad medular de la falange distal tenían una intensidad de señal similar. El margen entre el corion y la corteza de la falange distal era claro y tenía un patrón ondulado (ARBLE y col., 2009).

3.3.3.1.B. OS SESAMOIDEUM DISTALE. HUESO SESAMOIDEO DISTAL O HUESO NAVICULAR

Anatomía

Se encuentra en situación palmar/plantar a la unión de las falanges media y distal; su eje mayor es transversal y posee dos superficies, dos bordes y dos extremidades.

- La superficie articular es proximal y dorsal, consta de una eminencia central flanqueada por zonas cóncavas para articularse con la cabeza de la falange media y **está recubierta por cartílago hialino**.
- La superficie flexora se dirige distal y palmar/plantarmente; recuerda a la superficie articular en su forma, pero es más extensa y no tan lisa; está recubierta por un cartílago de **tipo fibroso** sobre el que se desliza el tendón del músculo flexor digital profundo.
- El borde proximal es ancho y tiene un surco en su parte media; en los extremos, es más estrecho y redondeado.
- El borde distal presenta, distalmente, una carilla estrecha para la articulación con la falange distal, palmar/plantar a ésta, existe un surco que contiene un gran número de foraminas y que se halla limitado, palmar/plantarmente por un borde prominente.
- Las extremidades son puntas redondeadas.

IRM del hueso navicular

La corteza flexora da lugar a una imagen de baja intensidad, en imágenes potenciadas en T1 mediante secuencias SE convencionales obtenidas *post mortem* (PARK y col., 1987). BUSONI y col. (2004), en otro estudio *post mortem*, en imágenes potenciadas en T1 SE, T2 FSE con supresión selectiva de la señal grasa y DP FSE con y sin supresión selectiva de la señal grasa, coinciden con los autores anteriores afirmando que el hueso compacto de la corteza flexora no genera señal, apareciendo oscuro; sin embargo, en este mismo estudio, en las imágenes T1 SE, dentro de este hueso compacto, en la eminencia sagital, se observó un incremento de señal, en la mayor parte de los casos en la mitad proximal, pero en algunos en toda la longitud de dicha eminencia; esta

característica se vio también en las imágenes potenciadas en DP FSE sin supresión de la señal grasa; sin embargo, cuando se aplicaba la opción de supresión de la señal grasa, esta zona de aumento de intensidad de señal, aparecía heterogénea o adelgazada. Los autores relacionaron esto con la existencia de una zona de tejido óseo esponjoso compactado situada bajo el hueso subcondral, existiendo una zona intermedia entre estas dos estructuras que poseería tejido óseo esponjoso no compactado, y que sería compatible con la imagen a la que da lugar en los diferentes tipos de imágenes obtenidos en este estudio. HEVESI y col. (2004) coinciden en la baja intensidad de señal, que da lugar a una imagen oscura del estrato compacto del hueso, en las imágenes potenciadas en T1 SE y T2 TSE obtenidas *post mortem*. BARBER y col. (2006) insisten en la baja intensidad de señal de la cortical en un trabajo en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T2 y DP, pero en las que no especifican el tipo de secuencia de pulsos, T2 STIR y otras obtenidas mediante un tipo de secuencia de la familia GRE adaptada para el estudio tridimensional, en las que tampoco se especificó la potenciación.

En cuanto al fibrocartílago de la superficie flexora, analizado de forma independiente, la primera referencia que encontramos es la de WHITTON y col. (1998), que, en un trabajo, también *post mortem*, aunque analizaban un animal que histológicamente presentaba ciertas anomalías en diferentes estructuras del dedo, señalan que a partir del fibrocartílago se obtuvo muy poca o ninguna intensidad de señal y, además, se observó una sutil depresión en el hueso subcondral a nivel de la cresta sagital, tanto en T1 SE como en T2* GRE. Otro trabajo *post mortem* posterior señala que este fibrocartílago se observa, en T1 SE, T2 FSE con supresión selectiva de la señal grasa y DP con y sin supresión selectiva de la señal grasa, como una fina banda de intensidad de señal intermedia aunque, añaden los autores, que esta intensidad de señal no sólo se debe al fibrocartílago, sino a éste junto con la bolsa podotroclear colapsada; además, en los casos en que había una pequeña cantidad de fluido sinovial en esta zona de la bolsa, el fibrocartílago era difícil de discriminar en las imágenes potenciadas en DP FSE y T2 FSE (BUSONI y col., 2004). HEVESI y col. (2004) en imágenes potenciadas en T2 TSE sin supresión de la señal grasa y obtenidas *post mortem*, describen a este fibrocartílago, junto con el tejido óseo compacto sobre el que se fija, como una estructura casi sin señal.

Los aumentos de tamaño de las “foramina sinoviae” se observaron, *post mortem*, como áreas focales de señal incrementada, situadas en el aspecto distal palmar/plantar que presentaban una intensidad de señal intermedia en las imágenes potenciadas en T1 mediante secuencias convencionales SE y alta intensidad de señal en las imágenes potenciadas en T2* mediante secuencias GRE (WHITTON y col., 1998). KLEITER y col. (1999), también en extremidades de cadáveres, observaron que los canales vasculares pudieron ser evaluados gracias a la mayor intensidad de señal que presentaban en relación con el tejido óseo esponjoso.

El tejido óseo trabecular o esponjoso, en cadáveres, en imágenes potenciadas en T1 SE presentaba una alta intensidad de señal debido a la grasa (BUSONI y col., 2004; HEVESI y col., 2004), en las imágenes potenciadas en DP FSE también y en las imágenes con supresión selectiva de la señal grasa T2 FSE y DP FSE daba lugar a una baja intensidad de señal (BUSONI y col., 2004); sin embargo, en las imágenes potenciadas en T2 TSE sin supresión de la señal grasa, daba lugar a una intensidad de señal media (HEVESI y col., 2004). BARBER y col. (2006) señalan la alta intensidad de señal de la medular en unas imágenes potenciadas en DP y T2 de las que no se especifica el tipo de secuencia utilizada; en este mismo trabajo, se afirma que, en las imágenes potenciadas en T2 STIR, este tejido óseo medular tenía una baja intensidad de señal, dando una imagen próxima al negro.

En potros neonatos, *post mortem*, en imágenes potenciadas en T1 SE, los cortes sagitales mostraban el tejido óseo del navicular en crecimiento como un área circular de intensidad de señal media; además, el estrato compacto en desarrollo fue encontrado muy fino en la superficie flexora y bajo la inserción de los ligamentos sesamoideos colaterales. El tejido óseo esponjoso, tanto en potros neonatos como en adultos, se observó, en las imágenes potenciadas en T2* GRE, como una estructura de intensidad de señal de media a baja. En imágenes potenciadas en T1 en las que se utilizó la opción IR con un tiempo de inversión de 150ms, las áreas de crecimiento presentaban una intensidad de señal media pero, aún así, se delimitaban perfectamente del estrato mineralizado. En estos mismos potros, en las imágenes potenciadas en T2 TSE, un contorno pronunciado de baja señal mostró el área mineralizada del hueso, mientras que las áreas de crecimiento activo presentaron una intensidad de señal entre media y alta (HEVESI y col., 2004).

En un trabajo publicado por MURRAY y col. (2006), que se realizó *post mortem*, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T2* GRE con y sin supresión selectiva de la señal grasa, T2 STIR y T1 SPGR, se encontraron una serie de variaciones o irregularidades en la intensidad de señal emitida por esta estructura, en proporciones considerables y en el grupo de caballos que no presentaba historia de claudicación. En un 69% de las extremidades se observó la indentación irregular de la cortical distal, y una pequeña irregularidad de la superficie interna en la corteza flexora en un 54%. En un 35% de las extremidades de estos animales se observó una suave depresión en el fibrocartílago palmar, aproximadamente a la mitad o a dos tercios de la distancia entre el borde proximal y el distal. En las imágenes potenciadas en T2 STIR, frecuentemente se observaba una alta intensidad de señal focal en la bolsa navicular en el lugar de la depresión del fibrocartílago palmar en esas extremidades; con menor frecuencia, al mismo nivel que este defecto en el fibrocartílago, aparecía una indentación en la corteza flexora. Unas pocas extremidades tenían un pequeño incremento focal a nivel del origen del ligamento sesamoideo distal impar e incluso, en otras, se observó un ligero adelgazamiento del hueso subcondral dorsal. En la médula, en este grupo de caballos, no se observaron anomalías en las imágenes potenciadas en T1 SPGR y en T2* GRE; sin embargo, en las potenciadas en T2 STIR, un 64% de los animales presentaron un incremento de la intensidad de señal entre ligero y moderado. SCHRAMME y col. (2009) consideran la presencia de una señal hiperintensa adyacente a la depresión palmar del tercio medio de la cresta sagital como una acumulación de fluido en una fosa anatómicamente normal; incluso, en algunos casos, en imágenes sagitales potenciadas en DP SE, aunque este cúmulo de fluido no se encontraba en esta localización, sino a un lado de la cresta, tampoco se encontraron alteraciones patológicas en su análisis posterior; aun más, en algún caso, apreciándose en la IRM, asociados a este cúmulo de fluido en la zona de la cresta, una irregularidad de la superficie interna del tejido óseo compacto y un engrosamiento trabecular, tampoco se encontraron irregularidades patológicas en su análisis posterior. En este mismo estudio, en que se llegó a estas consideraciones, realizado también sobre extremidades de cadáveres, se utilizó un campo magnético principal de 1,5T, se obtuvieron imágenes potenciadas en DP SE y T1 SPGR, estas últimas con saturación selectiva de la señal grasa, y se observó una fina línea hiperintensa entre el fibrocartílago del hueso navicular y la superficie dorsal del TFDP en T1, y cuando se introducía solución salina como contraste en el espacio entre ambos esta línea daba lugar a dos finas líneas hiperintensas, una en la superficie de cada

estructura. La señal normal en T1 SPGR del fibrocartílago del navicular, según estos autores, es homogénea y relativamente hiperintensa, entre intermedia y alta, y la línea que aparece con la misma intensidad de señal en la superficie dorsal del TFDP, al inyectar suero salino entre ambas estructuras, para éstos, podría tratarse también de fibrocartílago. Esta capa de fibrocartílago del navicular y, en su caso, la del TFDP, serían las capas de cartílago de menor grosor de la extremidad. Hay que tener en cuenta que, según ellos, cuando no se utiliza un medio de separación y contraste de estas dos capas, se comete, normalmente, un error de sobreestimación del grosor de la capa de fibrocartílago de la superficie flexora del navicular en las imágenes T1 SPGR. En este trabajo, la medida de grosor del fibrocartílago, obtenida histológicamente, fue de $0,75 \pm 0,12\text{mm}$ y mediante IRM en T1 SPGR, tras utilización de contraste y separación de capas, fue de $0,73 \pm 0,09\text{mm}$.

3.3.3.1.C. OS CORONALE, PHALANX MEDIA. SEGUNDA FALANGE (CORONA)

Anatomía

Se encuentra situada entre la falange proximal y la distal; su dirección corresponde a la que presenta la falange proximal; está aplanada dorsopalmarmente y su anchura es mayor que su longitud. Pueden describirse en esta falange cuatro superficies distintas.

- La base, o superficie proximal, presenta dos cavidades articulares separadas por un relieve poco prominente que se articulan con la falange proximal; la mitad de su borde se encuentra elevado y rugoso (*processus extensorius*) dorsalmente, para la inserción del extensor común de los dedos; su borde palmar/plantar es grueso y sobresaliente, y su parte media está cubierta con fibrocartílago (escudo medio), sobre el que pasa el tendón del músculo flexor digital profundo. Al cada lado hay unas eminencias en las que se insertan los ligamentos colaterales y las ramas del tendón flexor digital superficial.
- La cabeza, o superficie distal, se articula con la falange distal y el hueso sesamoideo distal. De algún modo se parece a la cabeza de la falange proximal, pero es más extensa y ocupa una zona mayor de las caras dorsal y palmar/plantar.

- La superficie dorsal es convexa de un lado a otro y lisa en su línea media; a cada lado de su parte distal existe una depresión rugosa que termina en una tuberosidad donde se unen los ligamentos colaterales.
- La superficie palmar/plantar es lisa y aplanada. Los bordes que separan las superficies dorsal y palmar/plantar son cóncavos, proximodistalmente y redondeados en su contorno dorsopalmar.

IRM de la segunda falange

En las imágenes potenciadas en T1 mediante secuencias SE obtenidas *post mortem*, su cortical aparece de color negro (PARK y col., 1987). KLEITER y col. (1999), también en un trabajo sobre cadáveres, en las imágenes potenciadas en T1 SE y DP SE, señalan que en los cortes transversales el hueso cortical aparece como un grueso y compacto anillo de baja intensidad de señal, que contrasta con la alta intensidad de la grasa medular; en este mismo trabajo los autores señalan que la parte proximal de su base y la distal de su cabeza se veían como finos bordes compactos de baja intensidad de señal en las potenciaciones y secuencias mencionadas. HEVESI y col. (2004), en imágenes potenciadas en T2 TSE, obtenidas también *post mortem*, comprobaron que el tejido óseo compacto también mostraba una clara carencia de señal.

ZUBROD y col. (2005), en un trabajo realizado *ante mortem*, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T2 SE y DP SE convencionales mediante la técnica “dual echo”, en T2 mediante la opción STIR con un tiempo de inversión elegido para evitar la señal de la grasa, y otras imágenes de las que no se especifica el tipo de potenciación, aunque sí se afirma que se utilizó la opción de supresión selectiva de la señal grasa “fat sat” o “SPIR”, afirman que el hueso, a nivel de las entesis de los ligamentos colaterales de la articulación interfalángiana distal, está bien definido en las imágenes de RM, con lo que el daño óseo se distinguiría gracias a la alteración de la intensidad de señal que se produce como consecuencia de la acumulación de fluido dentro del hueso en esa área.

En otro trabajo, realizado sobre extremidades de animales vivos, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T2* GRE, T1 SPGR y T2 STIR, los autores señalaron que, determinadas áreas localizadas de la segunda falange tenían un incremento de intensidad de señal a nivel de la inserción del ligamento sesamoideo

distal recto en unas pocas extremidades (3,2%) y que el borde palmar/plantar proximal también aparecía irregular (SMITH y col., 2008b).

El tejido óseo esponjoso, tanto en adultos como en potros neonatos, en las imágenes potenciadas en T2* GRE obtenidas *post mortem*, da lugar a una estructura de intensidad de señal de media a baja; sin embargo, en las imágenes potenciadas en T2 TSE, la sustancia esponjosa del hueso adulto mostró una intensidad de señal media; en el caso de los potros neonatos, en esta potenciación, un contorno pronunciado de baja intensidad de señal mostró el área mineralizada, mientras que las áreas de crecimiento activo presentaron una intensidad de señal entre media y alta (HEVESI y col., 2004).

La arteria nutricia de esta falange media se caracteriza por presentar una alta intensidad de señal en las imágenes potenciadas en T1 SE, DP SE, T2 SE y T2* GRE, lo que según KLEITER y col. (1999), se debe a la sangre coagulada.

3.3.3.1.D. OS COMPEDALE, PHALANX PROXIMALIS. PRIMERA FALANGE (CUARTILLA)

Anatomía

Es larga y está situada entre el gran metacarpiano o metatarsiano y la falange media; su dirección es oblicua distal y dorsalmente, forma un ángulo de unos 55° con el plano horizontal en los miembros bien conformados y consta de un cuerpo y dos extremidades.

- El cuerpo o eje es mucho más ancho y mucho más grueso proximal que distalmente, y presenta dos superficies y dos bordes; la superficie dorsal es convexa de un lado a otro y lisa. La superficie palmar es aplanada y presenta una zona rugosa triangular (*trigonum phalangis proximalis*) limitada por crestas que comienzan en las tuberosidades proximales y convergen distalmente; esta zona presta inserción a los ligamentos sesamoideos distales oblicuos. Los bordes medial y lateral son redondeados y tienen una zona rugosa o un tubérculo en su parte media.
- La base o extremidad proximal es relativamente larga, con una superficie articular adaptada al extremo distal del gran metacarpiano o metatarsiano, que consta de dos cavidades articulares separadas por un surco sagital,

siendo la cavidad medial un poco mayor que la lateral. En cada lado existe una tuberosidad parecida a un contrafuerte para las inserciones de los ligamentos colaterales. La cara dorsal tiene una ligera elevación para la inserción de los tendones extensores digitales.

- La cabeza o extremidad distal es más pequeña, especialmente en su diámetro dorsopalmar/plantar. Su superficie para la articulación con la falange media está formada por un surco sagital, poco manifiesto, que separa dos cóndilos; el cóndilo medial es ligeramente mayor y los dos están separados por una escotadura. En cada lado, y justamente proximal al borde de la superficie articular, existe una depresión terminada por un tubérculo donde se insertan los ligamentos colaterales, y palmar o plantarmente al tubérculo existe una rugosidad donde se inserta el tendón del músculo flexor digital superficial.

IRM de la falange proximal

KLEITER y col. (1999), en un trabajo hecho sobre cadáveres, en las imágenes potenciadas en T1 SE y DP SE, señalan que, en los cortes transversales, el tejido óseo cortical aparece como un grueso y compacto anillo de baja intensidad de señal, que contrasta con la alta intensidad de la grasa medular; en este mismo trabajo, los autores afirman que la parte proximal de su base y la distal de su cabeza se veían como finos bordes compactos de baja intensidad de señal en las potenciaciones y secuencias mencionadas. En imágenes obtenidas por HEVESI y col. (2004), también *post mortem*, potenciadas en T2 TSE, el tejido óseo compacto mostró una clara carencia de señal.

El tejido óseo esponjoso, tanto en adultos como en potros neonatos, en las imágenes potenciadas en T2* GRE obtenidas *post mortem*, dan lugar a una estructura de intensidad de señal de media a baja; en estas mismas imágenes, en los potros neonatos, la última placa de crecimiento distal de esta falange se observa como una fina línea de alta intensidad de señal. En las imágenes potenciadas en T2 TSE, la sustancia esponjosa del hueso adulto mostró una intensidad de señal media (HEVESI y col., 2004). En un trabajo realizado en animales vivos con un equipo de bajo campo magnético (0,27T), en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, T2 GRE con supresión de la señal grasa y T2 Fast STIR, SHERLOCK y col. (2009) apreciaron, en uno de los animales objeto de estudio, un patrón lineal de baja intensidad de señal en la

esponjosa de la parte proximal de la primera falange en las imágenes potenciadas en T1 y T2*; estos autores defienden que este patrón lineal, que radiaba perpendicularmente desde la superficie interna del hueso cortical, podría estar relacionado con la alta velocidad de remodelación ósea que parece darse en esa zona en caballos sanos, lo que podría explicar estas anomalías en el patrón trabecular.

En otro trabajo realizado sobre extremidades de animales vivos con un equipo de 1,5T, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T2* GRE, T1 SPGR y T2 STIR, SMITH y col. (2008b) indican que la falange proximal era irregular en el lugar de la inserción de los ligamentos sesamoideos distales cruzados, con un borde liso en la zona más externa de la corteza, pero fino y con bandas de baja señal de intensidad extendiéndose desde la superficie interna. En un estudio realizado sobre extremidades de cadáveres aisladas, en el que se compararon imágenes obtenidas mediante bajo campo magnético (0,27T), para lo que estaban colocadas en posición de carga, con unos 450N de fuerza, con otras obtenidas mediante alto campo magnético (1,5T), colocadas sin fuerza de carga; en las que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, T2 FSE y T2 FSTIR mediante el sistema de bajo campo, e imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR mediante el sistema de alto campo; según los autores, en las obtenidas mediante potenciaciones y secuencias que daban lugar a una intensidad entre intermedia y alta del para el tejido óseo trabecular, se observó un incremento adaptativo del grosor del hueso subcondral en la zona media de los aspectos proximales lateral y medial; además, las extremidades de los caballos que habían sido sometidos a un entrenamiento intensivo tenían un mayor grosor de la cortical dorsal comparada con las corticales palmar lateral y medial (SMITH y col., 2011).

3.3.3.1.E. OSSA SESAMOIDEA PROXIMALIA. HUESOS SESAMOIDEOS PROXIMALES MEDIAL Y LATERAL

Anatomía

Se sitúan palmar/plantarmente al extremo distal del hueso gran metacarpiano o metatarsiano y están íntimamente unidos a la falange proximal por fuertes ligamentos; cada uno tiene la forma de una pirámide delgada y presentan tres superficies, una base y un vértice.

- La superficie articular se adapta a la parte correspondiente del extremo distal del gran metacarpiano o metatarsiano.
- La superficie flexora es aplanada y oblicua y, en estado fresco, está cubierta por una capa de fibrocartilago que también llena el espacio entre los bordes opuestos de los dos huesos formando un canal liso para el paso de los tendones flexores digitales (escudo proximal).
- La superficie lateral (*facies m. interossei*) es cóncava y proporciona inserción a una porción del ligamento suspensor del menudillo; se encuentra separada de la superficie flexora por un borde rugoso.
- La base es distal y proporciona inserción a los ligamentos sesamoideos distales.
- El vértice es proximal y redondeado.

IRM de los huesos sesamoideos proximales

En las imágenes transversales obtenidas *post mortem* a la altura de la parte distal del tercer metacarpiano, potenciadas en T1 mediante secuencias SE convencionales, PARK y col. (1987) señalan que la médula ósea grasa de los huesos sesamoideos proximales destacaba como estructuras redondas con una alta intensidad de señal, mientras que en las superficies abaxiales, existían unas áreas de baja intensidad de señal que representarían las ramas lateral y medial del ligamento interóseo o suspensor del menudillo.

En otro estudio *post mortem* realizado sobre extremidades aisladas, en el que se compararon imágenes obtenidas mediante bajo campo magnético (0,27T), colocadas las extremidades en posición de carga con unos 450N de fuerza, con otras obtenidas mediante alto campo magnético (1,5T) colocadas sin fuerza de carga; en las que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, T2 FSE y T2 FSTIR mediante el sistema de bajo campo, e imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR mediante el sistema de alto campo; según los autores, el cartilago articular de las superficies dorsales de los huesos sesamoideos proximales era visible en todas las extremidades en las imágenes de alto campo, y visible, pero con los márgenes

indiferenciables, en las imágenes de bajo campo; el tejido óseo trabecular de los huesos sesamoideos proximales tenía una señal heterogénea de intensidad entre baja e intermedia; ocasionalmente aparecían áreas focales de alta intensidad de señal en las imágenes potenciadas en T2* GRE y T2 STIR, tanto de alto como de bajo campo que, para los autores, representaban canales vasculares; además había una disminución de la intensidad de señal en los lugares de inserción de las ramas del ligamento suspensor y en las caras palmares y abaxiales de estos huesos, reflejando un incremento de la mineralización en estas áreas en comparación con las zonas más centrales de estos huesos. En los huesos sesamoideos proximales de todas las extremidades estudiadas había una cortical de tejido óseo compacto, visible incluso en los lugares de inserción de los ligamentos sesamoideos colaterales en la cara abaxial, en los lugares de inserción de las ramas del ligamento suspensor del menudillo en las caras palmar y abaxial, y en los lugares de origen de los ligamentos sesamoideos distales en su base (SMITH y col., 2011).

3.3.3.1.F. OSSA METACARPALIA ET OSSA METATARSALIA III, II ET IV. III (O GRAN METACARPIANO O METATARSIANO), II Y IV METACARPANOS O METATARSANOS (O METACARPANOS/METATARSANOS RUDIMENTARIOS)

Anatomía

En el caballo están presentes tres huesos metacarpianos o metatarsianos; de estos, solamente uno, el tercero, está muy desarrollado y lleva un dedo; los otros dos, el segundo y el cuarto, son mucho más reducidos y comúnmente son denominados pequeños metacarpianos o metatarsianos.

El tercer o gran metacarpiano o metatarsiano es un hueso muy robusto y largo, que está situado verticalmente entre el carpo o tarso y la falange proximal, y está formado por un cuerpo y dos extremidades.

- El cuerpo o eje es semicilíndrico y presenta dos superficies y dos bordes.
 - La superficie dorsal es lisa, convexa de un lado a otro, y casi recta en sentido longitudinal.
 - La superficie palmar o plantar es algo más convexa de un lado a otro y, con los pequeños huesos metacarpianos o metatarsianos, forma un

surco ancho que aloja al ligamento suspensor del menudillo. A cada lado y en su tercio proximal es rugosa para la unión con los huesos metacarpianos o metatarsianos medial y lateral, el foramen nutricio está en la unión entre los tercios proximal y medio y la parte distal es más ancha y plana.

- Los bordes lateral y medial son ligeramente redondeados.
- La base o extremidad proximal presenta tres superficies.
 - La superficie articular es ondulante y se adapta a la fila distal de los huesos del carpo o tarso. La parte más extensa soporta al tercer hueso del carpo o del tarso, la porción oblicua lateral, que está separada de la anterior por una elevación, se articula con el cuarto y, finalmente, una carilla para el segundo se encuentra normalmente en el ángulo medial-palmar. A cada lado existe una escotadura que separa dos pequeñas carillas para articularse con los extremos proximales de los pequeños huesos metacarpianos o metatarsianos.
 - Hacia el lado medial de la superficie dorsal está la tuberosidad metacarpiana, en la cual se inserta el tendón del músculo extensor carporradial; en el tercer metatarsiano existe una estructura similar para la inserción del músculo tibial craneal aunque se encuentra dorsolateral.
 - La superficie palmar o plantar es rugosa y en ella se origina el ligamento suspensor del menudillo o músculo interóseo.
- La cabeza o extremidad distal presenta una superficie articular para la falange proximal y los huesos sesamoideos proximales. Está compuesta de dos cóndilos separados por un relieve sagital, siendo el cóndilo medial ligeramente mayor; a cada lado existe una fosita, encima de la que hay un tubérculo para la inserción de los ligamentos colaterales de la articulación del menudillo.

El gran metacarpiano o metatarsiano es uno de los huesos más potentes del esqueleto, en el que la sustancia compacta es, sobre todo, de gran espesor dorsal y

medialmente. La cavidad medular se extiende hacia los extremos, hecho que sucede en la mayoría de los huesos largos del caballo, y hay muy poca sustancia esponjosa.

IRM de los huesos metacarpianos y metatarsianos

IRM del tercer metacarpiano

En las imágenes obtenidas *post mortem* por PARK y col. (1987), potenciadas en T1 mediante secuencias convencionales SE, el contenido graso de la cavidad medular del tercer metacarpiano destacaba por su alta intensidad frente a la nula intensidad de señal emitida por la cortical. KLEITER y col. (1999), también en un trabajo sobre cadáveres, en las imágenes potenciadas en T1 SE y DP SE, señalan que, en los cortes transversales del tercio distal, el hueso cortical aparece como un grueso y compacto anillo de baja intensidad de señal, que contrasta con la alta intensidad de la grasa medular; a su vez, para estos autores, el tejido óseo compacto de la parte proximal de la base y de la porción distal de la cabeza se veía como un fino borde de baja intensidad de señal.

En otro trabajo realizado *post mortem*, con equipos de alto (1,5T) y bajo campo (0,27T), en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR con el equipo de alto campo y en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE y T2 STIR FSE con el equipo de bajo campo, según los autores, en T1 y T2* GRE, la médula del tercer metacarpiano tenía una intensidad de señal intermedia y heterogénea que se incrementaba distalmente; la cortical, de intensidad de señal baja y homogénea, incrementaba su grosor en dirección distal en todas las caras, y la mayoría de los animales sanos clínicamente presentaba una, dos o incluso tres pequeñas prominencias en la zona axial proximal de la cara endosteal de la zona palmar de la cortical. La superficie interna de la cortical del aspecto proximal presentaba, en la mayoría de los caballos, una ligera irregularidad, y la superficie regular de la cortical y el periostio, a la altura de la inserción del ligamento suspensor del menudillo, fueron difíciles de evaluar debido a que ambas estructuras presentan baja intensidad de señal (NAGY y DYSON, 2009).

En otro estudio *post mortem*, realizado sobre extremidades aisladas, en el que se compararon imágenes, unas obtenidas mediante bajo campo magnético (0,27T), colocadas las extremidades en posición de carga con unos 450N de fuerza, y otras

mediante alto campo magnético (1,5T), colocadas sin fuerza de carga, en las que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, T2 FSE y T2 FSTIR mediante el sistema de bajo campo, e imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR mediante el sistema de alto campo; según los autores, el tejido óseo trabecular tenía una señal heterogénea de intensidad entre intermedia y alta en las imágenes potenciadas en T1 SPGR (alto campo) y T1 GRE (bajo campo); en las imágenes potenciadas en T2* GRE (alto y bajo campo) y T2 FSE (bajo campo), la intensidad de señal también era heterogénea, pero menos; en las potenciadas en T2 STIR (alto y bajo campo) se perdía la diferenciación entre la placa de tejido óseo subcondral y el tejido óseo trabecular, y la médula del hueso tenía baja intensidad de señal. El foramen nutricio aparece como un foco diferenciado o como líneas cortas oblicuas de baja intensidad de señal en las imágenes potenciadas en T1 SPGR (alto campo) y T1 GRE (bajo campo), y como un anillo de baja intensidad de señal con un foco central de alta intensidad de señal en las imágenes potenciadas en T2* GRE (alto y bajo campo) y T2 FSE (bajo campo). Las áreas de señal heterogénea de intensidad entre intermedia y baja en las imágenes potenciadas en T1 SPGR, T1 GRE, T2* GRE y T2 FSE, reflejaban un incremento de la mineralización. En las imágenes sagitales había una intensidad de señal más baja en los tercios dorsal y palmar de los cóndilos que en el central; a través de la cresta sagital, el tejido óseo trabecular tenía una señal uniforme de intensidad intermedia, y a cada lado de la cresta sagital, dentro del tejido óseo trabecular de los cóndilos del tercer metacarpiano, estaban presentes un pequeño número de focos irregulares bien delineados de alta intensidad de señal, en las imágenes potenciadas en T2* GRE (alto y bajo campo), y focos y/o líneas cortas de baja intensidad de señal, en las imágenes potenciadas en T1 SPGR (alto campo) y T1 GRE (bajo campo); según los autores, estos focos y líneas representan los canales vasculares. En extremidades de caballos que habían sido sometidos a entrenamiento de carreras, las áreas de disminución de la intensidad de señal fueron de similar distribución pero más grandes; en dos de estos caballos, el número y la distribución de las líneas irregulares de baja intensidad de señal en la arquitectura trabecular, así como su patrón, fueron compatibles con un daño trabecular subclínico. En las imágenes obtenidas en potenciaciones y mediante secuencias que daban lugar a una intensidad entre intermedia y alta del tejido óseo trabecular, se observó un incremento adaptativo de grosor del hueso subcondral en la zona media de los cóndilos. Aunque los autores no lo describen en sus resultados, en las imágenes publicadas en este trabajo, se observa una mayor intensidad de señal del tejido

óseo trabecular en las imágenes potenciadas en T2* GRE de alto campo que en las de bajo campo. En varias extremidades de caballos maduros, persistía un remanente de la fisis distal del tercer metacarpiano como una línea irregular de baja intensidad de señal en las imágenes potenciadas en T1 SPGR (alto campo), T1 GRE (bajo campo), T2* GRE (alto y bajo campo) y T2 FSE, que se extiende desde la cortical palmar, en distancias variables, por el tejido óseo trabecular del cóndilo palmar; según los autores, en las secuencias STIR, la fisis estaba representada por una línea irregular de intensidad de señal intermedia. La cortical del hueso presentaba una señal homogénea de baja intensidad, tanto en las imágenes obtenidas en alto campo como en las bajo campo, y la evaluación fue posible en las imágenes potenciadas en T1 SPGR (alto campo), T1 GRE (bajo campo), T2* GRE (alto y bajo campo) y T2 FSE (bajo campo), en las que había un buen contraste entre el tejido óseo trabecular y cortical; la superficie interna cortical y la del periostio aparecían lisas y regulares en las imágenes obtenidas mediante alto y bajo campo en todas las extremidades, y las extremidades de los caballos que habían sido sometidos a un entrenamiento intensivo tenían un mayor grosor de la cortical dorsal en comparación con las corticales palmar lateral y medial (SMITH y col., 2011).

IRM del tercer metatarsiano.

En un trabajo realizado en animales vivos, con un equipo de bajo campo magnético (0,27T) en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, T2 GRE con supresión de la señal grasa y T2 Fast STIR, SHERLOCK y col. (2009) apreciaron, en uno de los animales objeto de estudio, un patrón lineal sagital de baja intensidad de señal en la esponjosa de la parte más distal del metatarsiano III, en las imágenes potenciadas en T1 y T2*. Los autores defienden que este patrón lineal, lo más probable, es que sea consecuencia de un remodelado de las microtrabéculas en respuesta a la carga, ya que las trabéculas de los cóndilos distales de la caña están alineadas predominantemente en el plano sagital y están conectadas en el plano mediolateral sólo por unas incrustaciones, y esto es, presumiblemente, una respuesta fisiológica al plano de movimiento normal de esta articulación.

IRM del II y IV metacarpianos.

En un trabajo realizado *post mortem*, con equipos de alto (1,5T) y bajo campo (0,27T), en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR con el equipo de alto campo, y en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE y T2 STIR

FSE con el de bajo campo, según los autores, en T1 y T2* GRE, se aprecian las corticales del segundo y cuarto metacarpianos como estructuras de baja intensidad de señal que poseen un mayor grosor en la cara abaxial de ambos; la médula estaba presente solamente en el aspecto proximal, extendiéndose en dirección distal aproximadamente unos 5cm; en el aspecto proximal, donde el ligamento interóseo estaba presente la cortical axial era fina y, en ocasiones, hasta ligeramente irregular. En la gran mayoría de los caballos estudiados, aparecía una suave prominencia ósea en la epífisis proximal del segundo metacarpiano, en el lugar de inserción del tendón flexor carporradial (NAGY y DYSON, 2009).

3.3.3.1.G. OSSA CARPI.HUESOS DEL CARPO

Generalidades anatómicas

El carpo consta de siete u ocho huesos dispuestos en dos filas: proximal o antebraquial y distal o metacarpiana. Los huesos del carpo forman una masa cuadrangular irregular, cuya anchura es de una a dos veces el diámetro dorsopalmar; dicha estructura cuadrangular consta de cuatro superficies.

- La superficie dorsal es convexa de un lado a otro, deprimida a lo largo de la línea de unión de las dos filas y prominente en su parte distal.
- La superficie palmar es, en general, ligeramente convexa pero muy irregular, y forma con el hueso carpiano accesorio el surco carpiano (*sulcus carpi*), que se encuentra cubierto por el ligamento palmar del carpo; este surco se convierte en el canal del carpo, para el paso de los tendones flexores digitales, merced al ligamento flexor que se extiende desde el hueso accesorio hasta el lado medial.
- La superficie proximal es mas ancha medialmente y se encuentra elevada dorsalmente; por su parte palmar es cóncava, totalmente articular y adaptada a la superficie carpiana del radio.
- La superficie distal es también articular, irregularmente cubierta de carillas para adaptarse a las superficies de los huesos metacarpianos. Cada uno de los huesos de la fila distal se articula, generalmente, con dos metacarpianos, pero a veces el tercero descansa sólo sobre el tercer metacarpiano.

- Las superficies medial y lateral son irregulares y rugosas, siendo la primera más ancha. Con la excepción del accesorio del cubital y del segundo carpiano, cada hueso se articula con dos huesos de la otra fila.

G.1. Fila distal del carpo

G.1.1. *Os carpale I. I carpiano*

Anatomía

Este hueso es pequeño, inconstante y tiene, comúnmente, la forma y el tamaño de un guisante; está alojado en la parte distal del ligamento colateral medial del carpo, palmar al segundo hueso carpiano. Este hueso parece que falta en ambas extremidades aproximadamente en la mitad de los casos y, en numerosos animales, se halla presente sólo en uno de los lados. Su tamaño varía desde un nódulo diminuto hasta el de una masa discoidal o cilíndrica con una longitud de 12 a 15 mm. En la mayoría de los animales no presenta carilla articular pero, en otros casos, se articula con el segundo hueso del carpo y, en casos excepcionales, se articula al mismo tiempo con el segundo hueso del carpo y con el segundo metacarpiano.

IRM del I carpiano.

En un trabajo realizado *post mortem*, sobre extremidades aisladas de caballos mayores de 3 años, en el que se utilizó un equipo de RM de alto campo (1,5T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE Y T2 FSTIR, y un equipo de RM de bajo campo (0,27T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE Y T2 FSTIR, según NAGY y DYSON (2011), este hueso estaba presente en el 26,7% de las extremidades estudiadas, no dando los autores en su publicación ninguna descripción del mismo mediante estas potenciaciones y secuencias.

G.1.2. *Os carpale II. II carpiano*

Anatomía.

Es el más pequeño de los huesos constantes de la fila distal, tiene una forma irregularmente esférica y posee seis superficies:

- La superficie proximal presenta una carilla convexa, que se continúa con la superficie palmar y se articula con el hueso carporadial.
- En la superficie palmar, algunos animales tienen una carilla articular en su parte distal, que se articula con el primer hueso carpiano cuando está presente.
- La superficie lateral está dispuesta oblicuamente en dirección laterodorsal y presenta tres carillas que se articulan con el tercer hueso del carpo.
 - Las superficies dorsal y medial son continuas y presentan una tuberosidad a la que se une el ligamento colateral medial.
- La superficie distal es articular y está formada por una carilla aplanada y larga para el metacarpiano medial, y una pequeña para el metacarpiano tercero.

IRM del II carpiano.

En un trabajo realizado *post mortem*, sobre extremidades aisladas de caballos mayores de 3 años, en el que se utilizó un equipo de RM de alto campo (1,5T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE Y T2 FSTIR, y un equipo de RM de bajo campo (0,27T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE Y T2 FSTIR, según los autores, había una depresión cóncava en el aspecto palmar del segundo hueso carpiano en un 26,7% de las extremidades estudiadas y, en el 90% de éstas, el hueso primer carpiano estaba presente. En este trabajo se observó una baja intensidad de señal en todas las secuencias utilizadas en la totalidad del segundo carpiano de una de las extremidades (3,3%) sin consecuencias clínicas; sin embargo, los autores no hacen referencia a la intensidad de señal emitida por las diferentes porciones de este hueso en el resto de los casos para las potenciaciones y secuencias utilizadas. En las extremidades en las que el primer hueso carpiano estaba presente, la forma de este segundo hueso carpiano variaba, siendo muy similar a la que más adelante describiremos para el hueso carpocubital cuando aparecen fragmentos dentro del ligamento intercarpiano palmar lateral (NAGY y DYSON, 2011).

G.1.3. Os carpale III. III carpiano

Anatomía

Es el mayor de la fila distal y ocupa dos tercios de la anchura de dicha fila; es aplanado proximodistalmente, dos veces más ancho dorsal que palmarmente y posee seis superficies:

- La superficie proximal está compuesta de dos carillas, que están separadas por una elevación dorsopalmar; la carilla medial es cóncava y está articulada con el hueso carporradial, mientras que la lateral se articula con el carpiano intermedio o intermedio del carpo, es cóncava dorsalmente y convexa palmarmente, donde se continúa con la superficie palmar.
- La superficie distal es ligeramente ondulada y se articula, casi por completo, con el tercer o gran metacarpiano, pero de ordinario presenta una carilla oblicua en su parte medial para el segundo metacarpiano y lateralmente una depresión no articular.
- La superficie medial está en dirección medio-palmar y presenta tres carillas para su articulación con el segundo carpiano; entre las caras existe una zona excavada y rugosa.
- La superficie lateral tiene tres carillas para su articulación con el cuarto carpiano y es deprimida y rugosa en su mitad.
- La superficie dorsal es convexa y está cruzada por una cresta rugosa transversa.
- La superficie palmar es relativamente pequeña y redondeada en su parte proximal, se continúa con la superficie articular proximal y distalmente es rugosa.

IRM del carpiano III.

Solamente hemos encontrado una referencia explícita a la IRM de este hueso en un trabajo realizado *post mortem*, sobre extremidades aisladas de caballos mayores de 3 años, en el que se utilizó un equipo de RM de alto campo (1,5T), con el que se

obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE Y T2 FSTIR, y un equipo de RM de bajo campo (0,27T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE Y T2 FSTIR; según los autores, en este hueso, por lo general, la superficie interna de la cortical era lisa y regular, aunque había una moderada irregularidad de la superficie interna de la cortical en el centro del aspecto palmar, en el lugar de origen del ligamento accesorio del TFDP en el 43% de las extremidades del estudio; también fue vista una pequeña indentación en el aspecto palmar de este hueso en el 36,7% de las extremidades; además, se observaron pequeñas indentaciones en la cara dorsal en el 6,7% de las extremidades sin alteración de la intensidad de señal o engrosamiento de la cortical o la medular. En este trabajo se observó una baja intensidad de señal en todas las secuencias utilizadas en el aspecto proximal medial (cara radial) en el 10% de las extremidades estudiadas, ocupando aproximadamente el tercio dorsal del hueso, lo que, según estos autores, puede representar una respuesta anormal al ejercicio que no se ha traducido en cojera, o que la cojera ha sido pasada por alto (NAGY y DYSON, 2011).

G.1.4. Os carpale IV. IV carpiano

Anatomía.

Tiene cierto parecido con una cuña, se distingue fácilmente del segundo carpiano por su mayor tamaño y su tubérculo palmar, y posee seis superficies:

- La superficie proximal, que se articula con el hueso intermedio del carpo y con el hueso carpocubital, es convexa y curvada lateral, palmar y distalmente, y se continúa sin línea de demarcación con las superficies lateral y palmar.
- La superficie distal presenta dos carillas mediales para el tercer o gran metacarpiano y una lateral para el cuarto metacarpiano o metacarpiano lateral.
- La superficie medial tiene tres carillas para articularse con el tercer carpiano, separadas por una zona excavada y rugosa.
- La superficie dorsal es convexa y rugosa.

- La superficie lateral es pequeña y se continúa con la superficie articular proximal.
- La superficie palmar presenta un tubérculo en su parte distal.

G.1.5. Os carpale V. V carpiano

Anatomía

El V carpiano se trata de una posibilidad de variación anatómica del caballo que, normalmente, no supone ninguna alteración patológica para el que lo posee; su cortical y medular son normales y suele ser redondo, liso y perfectamente diferenciado de todo lo que les rodea; se localiza inmediatamente lateral al IV carpiano y su tamaño y forma puede variar como en el caso del I carpiano y, al igual que éste, se trata de un hueso de presencia inconstante (PARK, 2004; BUTLER, 1993).

IRM del carpiano V

Hemos encontrado una única referencia a la IRM de este hueso en una publicación sobre un trabajo realizado *post mortem*, sobre extremidades aisladas de caballos mayores de 3 años, en el que se utilizó un equipo de RM de alto campo (1,5T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE Y T2 FSTIR, y un equipo de RM de bajo campo (0,27T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE Y T2 FSTIR; según los autores, el quinto carpiano sólo estaba presente en una de las 30 extremidades estudiadas (3,3%); sin embargo, éstos no describen la forma de este hueso ni la señal emitida por el mismo en la exploración mediante IRM (NAGY y DYSON, 2011).

G.2. Fila proximal del carpo

G.2.1. Os carpi radiale. Carporradial.

Anatomía

Es el más voluminoso de la fila proximal, está algo comprimido transversalmente y presenta seis caras o superficies:

- La superficie proximal es convexa dorsalmente y cóncava palmarmente, y se articula con la carilla medial de la tróclea o extremo distal del radio.

- La superficie distal es también convexa dorsalmente y cóncava palmarmente, y se articula con los huesos segundo y tercero del carpo.
- La superficie lateral presenta, proximal y distalmente, carillas sobre su parte dorsal para la articulación con el hueso intermedio del carpo; entre ellas, y palmarmente a estas, es excavada y rugosa.
- La superficie dorsal es rugosa y ligeramente convexa.
- Las superficies medial y palmar son rugosas y tuberculadas, para la inserción de ligamentos.

IRM del hueso carporradial

En un trabajo realizado *post mortem*, sobre extremidades aisladas de caballos mayores de 3 años, en el que se utilizó un equipo de RM de alto campo (1,5T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE Y T2 FSTIR, y un equipo de RM de bajo campo (0,27T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE Y T2 FSTIR; según los autores, se observó una baja intensidad de señal en todas las secuencias utilizadas, en el aspecto distal medial en el 3,3% de las extremidades estudiadas, que ocupaba aproximadamente el tercio dorsal del hueso, y que no suponía consecuencias clínicas; lo que según los autores, puede representar una respuesta anormal al ejercicio que no se ha traducido en cojera, o bien que la cojera ha sido pasada por alto (NAGY y DYSON, 2011); sin embargo, estos autores no hacen referencia al aspecto normal de este hueso con IRM en el resto de los casos, y tampoco hemos encontrado otros trabajos que hagan referencia explícita a este tema en la bibliografía.

G.2.2. *Os carpi intermedium. Intermedio del carpo*

Anatomía

Tiene, a veces, la forma de una cuña, más ancha dorsal que palmarmente, y posee seis superficies:

- La superficie proximal tiene forma de silla de montar y se articula con la carilla medial de la tróclea del radio.

- La superficie distal es más pequeña, convexa dorsalmente y cóncava palmarmente, y se articula con los huesos tercero y cuarto del carpo.
- La superficie medial tiene carillas proximales y distales para su articulación con el hueso carporradial; entre ellas existen excavaciones y rugosidades.
- La superficie lateral es similar a la anterior y se articula con el hueso carpocubital.
- La superficie dorsal es rugosa y ligeramente convexa.
- La superficie palmar presenta una tuberosidad en la parte distal.

G.2.3. Os carpi ulnare. Carpocubital

Anatomía

Es el más pequeño e irregular de la fila proximal y posee seis superficies:

- La superficie proximal es cóncava y se adapta a la parte distal de la carilla lateral de la tróclea.
- La superficie distal es oblicua y ondulada, para su articulación con el cuarto carpiano.
- La superficie medial tiene carillas en las zonas proximal y distal, para articularse con el hueso intermedio del carpo.
- Las superficies dorsal y lateral son continuas, convexas y rugosas.
- La superficie palmar es oblicua y presenta una carilla cóncava, para articularse con el hueso accesorio del carpo, y distalmente posee un tubérculo.

IRM del hueso carpocubital

En un trabajo realizado *post mortem*, sobre extremidades aisladas de caballos mayores de 3 años, en el que se utilizó un equipo de RM de alto campo (1,5T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE Y T2 FSTIR, y un

equipo de RM de bajo campo (0,27T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE Y T2 FSTIR; según los autores, su aspecto distal palmar tenía una forma variable, con pequeños fragmentos inmediatamente adyacentes o separados de él en 5 de las 30 extremidades estudiadas (17%); había un fragmento óseo separado distal y medialmente al hueso carpocubital, dentro del ligamento intercarpiano palmar lateral, en 2 de estas 5 extremidades, y múltiples pequeños fragmentos en las otras tres. Estos pequeños fragmentos aparecían como áreas focales de baja intensidad de señal de forma variable, o como una pieza ósea con una intensidad de señal que estaría definida entre la del tejido óseo cortical (baja intensidad de señal) y la del trabecular (alta intensidad de señal). La disección de tres carpos con uno o varios fragmentos identificados en las imágenes de RM reveló nódulos sólidos dentro del ligamento intercarpiano palmar lateral; sin embargo, no había interrupción de las fibras del ligamento y los lugares de inserción de este estaban intactos; el examen histopatológico de uno de estos especímenes reveló que estos firmes nódulos correspondían a focos de tejido óseo y fibrocartilaginoso considerados como más concordantes con metaplasia; sin embargo, estos focos, no pudieron ser diferenciados histológicamente de un centro independiente de osificación. En las extremidades en las que el primer hueso carpiano estaba presente, la forma del segundo hueso carpiano, como ya hemos comentado, variaba, siendo muy similar a la que posee el hueso carpocubital cuando aparecen fragmentos dentro del ligamento intercarpiano palmar lateral, lo que, según los autores, apoyaría la hipótesis de que estos fragmentos óseos separados del hueso carpocubital pueden representar centros de osificación independientes. Los autores afirman que la intensidad de señal del hueso carpocubital, en las imágenes con supresión de la señal grasa de las extremidades con fragmentos, era normal e idéntica a la de aquellas sin fragmentos; sin embargo, no describen de forma explícita en este trabajo la imagen a que da lugar este hueso en las diferentes potenciaciones y secuencias de pulsos utilizadas, y no hemos encontrado en la bibliografía ninguna otra descripción de la imagen mediante RM a que da lugar esta estructura (NAGY y DYSON, 2011).

G.2.4. Os carpi accessorium. Hueso accesorio del carpo

Anatomía

Está en situación palmar al hueso carpocubital y a la parte lateral de la tróclea del radio; es discoideo y presenta dos superficies y una circunferencia:

- La superficie medial es cóncava y forma la pared lateral del canal carpiano.
- La superficie lateral es convexa y rugosa, con un surco liso para el tendón largo del músculo extensor carpocubital o cubital lateral (*ms ulnaris lateralis*) que cruza su parte dorsal oblicua y distalmente.
- El borde dorsal presenta dos carillas: la proximal, cóncava y articulada con la parte caudal de la carilla lateral de la tróclea del radio, y la distal, convexa y articulada con el hueso carpocubital; el resto de la circunferencia es redondeada y rugosa.

3.3.3.1.H. OSSA TARSI.HUESOS DEL TARSO

Generalidades anatómicas

El tarso o corvejón del caballo, normalmente, comprende seis huesos cortos, pero pueden, en raras ocasiones, estar presentes siete y están dispuestos en tres filas: proximal, central y distal.

Consideraciones generales de la IRM de los huesos del tarso

Considerados en conjunto, según BLAIK y col. (2000), en un trabajo realizado *post mortem* con imágenes potenciadas en T1 y T2, los cortes sagitales y coronales permiten una mejor evaluación del alineamiento articular; mientras que los transversales permiten una evaluación más detallada de los pequeños huesos tarsianos y sus articulaciones.

H.1. Fila distal del tarso

H.1.1. Os tarsale I et II. I y II huesos tarsianos

Anatomía

Normalmente se encuentran fusionados en el caballo y forman un hueso muy irregular, situado en la parte plantar y medial de la fila distal, debajo del central y plantar al tercer hueso del tarso. Es el más pequeño de los huesos del tarso y pueden encontrarse en él cuatro superficies y dos extremidades:

- La superficie medial es medial y plantar, convexa y proporciona inserción al ligamento colateral medial; también presenta una impresión donde se inserta el tendón medial (cuneano) del músculo tibial craneal.
- La superficie lateral está marcada por una escotadura profunda, que indica la división entre el primero y segundo elementos tarsianos y presenta una carilla para articularse con el tercer hueso tarsiano.
- La superficie proximal es cóncava, tiene dos carillas para articularse con el hueso tarsiano central y está separada de la superficie medial por un borde prominente.
- La superficie distal es ancha dorsalmente, y allí se articula con los huesos metatarsianos grande y pequeño medial.
- La extremidad dorsal presenta una cresta o tubérculo.
- La extremidad plantar es una punta obtusa.

En algunos casos, el primer y segundo tarsianos permanecen separados, lo que representa un notable atavismo a disposiciones que se observaron en los primeros antepasados del caballo.

H.1.2. Os tarsale III. III tarsiano

Anatomía

Este hueso recuerda al central, pero es más pequeño y de forma triangular; se encuentra situado entre el tarsiano central proximalmente y el gran metatarsiano distalmente, y posee dos superficies y tres bordes:

- La superficie proximal es cóncava, está cruzada por una depresión inarticulada, que lo divide en dos carillas distintas, y se articula con el hueso central del tarso.
- La superficie distal es ligeramente convexa, descansa sobre el gran metatarsiano y tiene una excavación rugosa central.
- El borde dorsal es convexo y presenta una cresta redondeada en su parte media.
- El borde medial está profundamente escotado y tiene una pequeña carilla articular para los tarsianos primero y segundo.
- El borde lateral se divide también en dos partes por una escotadura y presenta dos carillas, diagonalmente opuestas, para articularse con el cuarto tarsiano.
- En algunos casos hay una carilla para el hueso metatarsiano medial.

IRM del hueso III tarsiano

En un trabajo en que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SE *post mortem*, se describe este hueso como una estructura en la que la capa de hueso subcondral aparece como una finísima línea negra bajo el cartílago articular, de alta intensidad de señal, dando el tejido óseo trabecular de esta estructura también una intensidad de señal alta. En el estudio se señala que esta capa subcondral, en los cortes sagitales, es el doble o incluso el triple de gruesa en la mitad dorsal que en la mitad plantar del hueso, lo que, al ser un animal clínicamente sano, aunque geronte, según los autores, podría deberse a una adaptación fisiológica a la existencia de diferencias en la transmisión de presiones a través de la articulación (FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2009).

H.1.3. Os tarsale IV. IV tarsiano

Anatomía

Es el hueso lateral de la fila distal, tiene la misma altura que el central y tercero juntos, posee forma cuboidal y presenta seis superficies:

- La superficie proximal es convexa de un lado a otro, y se articula, fundamentalmente con el calcáneo y un poco con el astrágalo.
- La superficie distal descansa sobre los huesos metatarsianos grande y pequeño lateral.
- La superficie medial presenta cuatro carillas para articularse con el hueso central del tarso y con el tercer tarsiano y está cruzada dorsoplantarmente por un surco liso que, por unión con los huesos adyacentes, forma el canal del tarso, para el paso de la rama arterial perforante proximal.
- Las superficies dorsal, lateral y plantar son continuas y rugosas, existiendo una tuberosidad plantar que proporciona la inserción al ligamento plantar largo del tarso.

H.2. Fila central del tarso

H.2.1. Os tarsi centrale. Hueso central del tarso

Anatomía

Este hueso es cuadrilátero irregularmente y está situado entre el astrágalo por su cara proximal y el tercer tarsiano distalmente; en dirección proximodistal es aplanado y posee dos superficies y cuatro bordes:

- La superficie proximal es cóncava dorsoplantarmente, y casi toda ella se articula con el astrágalo; una depresión no articular corta su parte lateral y algunas veces existe una carilla para el calcáneo en el ángulo plantar.
- La superficie distal es convexa y está cruzada por un surco inarticulado que separa carillas para su articulación con el tercer, primer y segundo huesos tarsianos.

- El borde dorsal y el borde medial son continuos, convexos y rugosos.
- El borde plantar presenta dos prominencias separadas por una escotadura.
- El borde lateral es oblicuo y presenta carillas para articularse con el cuarto tarsiano, entre las que existen excavaciones y rugosidades.

IRM del hueso central del tarso

En un trabajo en que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SE *post mortem*, se describe el hueso central o intermedio del tarso como una estructura en la que el tejido óseo subcondral aparece como una finísima línea negra bajo el cartílago articular, de alta intensidad de señal; dando lugar el tejido óseo trabecular del mismo también a alta intensidad de señal. En el estudio se señala que esta capa subcondral, al igual que para el hueso intermedio del tarso, en los cortes sagitales es el doble o incluso el triple de gruesa en la mitad dorsal que en la mitad plantar; lo que, al ser un animal clínicamente sano, aunque geronte, según los autores, podría deberse a una adaptación fisiológica a la existencia de diferencias en la transmisión de presiones a través de la articulación (FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2009).

H.3. Fila proximal del tarso

H.3.1. Talus. Astrágalo. Hueso tibiotarsiano

Anatomía

Es el hueso medial de la fila proximal, y es muy irregular en cuanto a su forma; en éste se consideran seis superficies para su descripción:

- Las superficies proximal y dorsal son continuas y forman una tróclea que se articula con la extremidad distal de la tibia (*cochlea tibiae*), y que consta de dos crestas oblicuas con un surco profundo entre ellas; éstas se curvan en espiral, dorsal, distal y lateralmente, forman un ángulo de 12 a 15° con el plano sagital y, normalmente, se presenta una fosa sinovial en el surco.
- La superficie distal (*facies articularis navicularis*) es convexa dorsoplantarmente y su mayor parte se articula con el hueso central del tarso;

lateralmente tiene una carilla articular oblicua para el hueso tarsiano cuarto, y un surco inarticulado corta la superficie de ésta en su mitad.

- La superficie plantar (*facies articularis calcaneae*) es oblicua, muy irregular y presenta cuatro carillas para su articulación con el calcáneo que están separadas por zonas rugosas excavadas. La fosa mayor (*sulcus tali*) forma, junto con una homónima perteneciente al calcáneo, una cavidad denominada seno tarsiano (*sinus tarsi*).
- La superficie medial presenta en su parte distal una gran tuberosidad, y en la proximal otra pequeña para la inserción del ligamento colateral medial de la articulación del corvejón.
- La superficie lateral es más pequeña que la medial y está marcada por una fosa rugosa ancha en la que se inserta el ligamento colateral lateral.

IRM del talo

BLAIK y col. (2000), en un trabajo realizado *post mortem*, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 y T2, afirman que las crestas trocleares fueron bien visualizadas en los tres principales planos de corte, aunque el contorno y el cartílago articular de las zonas que no soportaban peso fueron más evidentes en los cortes sagitales; sin embargo, debido a la oblicuidad de éstas, no fue posible seguir la línea articular completa a lo largo de las mismas en un único plano sagital. En los cortes coronales y transversales, el cartílago articular de las crestas trocleares fue delineado más claramente.

En otro trabajo también *post mortem* en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SE, se describe el talo como una estructura en la que el tejido óseo subcondral aparece como una finísima línea negra bajo el cartílago articular, de alta intensidad de señal, dando lugar el tejido óseo trabecular de esta estructura también a alta intensidad de señal. En el estudio, al igual que para el hueso III tarsiano y el intermedio del tarso, se señala que esta capa subcondral, en los cortes sagitales, es el doble o incluso el triple de gruesa en la mitad dorsal que en la mitad plantar; lo que, al ser un animal clínicamente sano, aunque geronte, según los autores, podría deberse a

una adaptación fisiológica a la presencia de diferencias en la transmisión de presiones a través de la articulación (FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2009).

H.3.2. Calcaneus. Calcáneo. Tarso peroneo

Anatomía

Es el hueso más voluminoso del corvejón; es alargado, aplanado en su lateromedialmente y forma una palanca para el trabajo de los músculos que extienden la articulación del corvejón; es alargado en su extremo proximal, dando lugar a la tuberosidad calcánea (*tuber calcanei*) o “punta del corvejón”, cuya parte plantar proporciona inserción al tendón de los músculos gastrocnemios; dorsalmente, y a cada lado, da inserción a los tendones flexor digital superficial del dedo, bíceps femoral y semitendinoso; denominándose casquete calcáneo a la inserción del tendón del músculo flexor digital superficial a su paso por el hueso calcáneo. La extremidad distal (*facies articularis cuboidea*) presenta una carilla cóncava para articularse con el cuarto tarsiano; la superficie medial (*facies articularis talaris*) tiene, en su parte distal, una apófisis fuerte, el talón sustentacular (*sustenaculum tali*), que se proyecta medialmente; esta apófisis presenta, en su parte dorsal, una carilla ligeramente cóncava, oval y larga para articularse con el astrágalo y, algunas veces, una superficie articular pequeña, distalmente, para hacerlo con el hueso central del tarso. Su superficie plantar forma, junto con la superficie medial lisa del cuerpo, un surco para el paso del tendón flexor digital largo del I dedo (*sulcus tend. m. flex. digitis I longus*); su superficie medial tiene una prominencia sobre la parte distal para la inserción del ligamento colateral medial y la superficie lateral del cuerpo está aplanada, excepto distalmente, donde hay una prominencia rugosa para la inserción del ligamento colateral lateral. El borde dorsal es cóncavo en su longitud, liso y redondeado en su parte proximal; cerca de su punto medio, presenta una proyección obtusa, la apófisis coracoides, que presenta carillas en sus superficies medial y distal para articularse con el astrágalo y es rugosa lateralmente para la inserción ligamentosa; distalmente a estas, se encuentran dos carillas para el astrágalo y una fosa rugosa (*sulcus calanei*), que interviene en la formación del seno tarsiano (*sinus tarsi*). El borde plantar es recto y ancho y se ensancha ligeramente en cada una de sus extremidades proximal y distal, es rugoso y proporciona inserción al ligamento plantar largo.

IRM del calcáneo

Para BLAIK y col. (2000), en imágenes obtenidas *post mortem*, y potenciadas en T1 y T2, la mejor visualización del sustentaculum tali del calcáneo, así como la evaluación de la relación entre este hueso y la vaina tarsiana, se consiguieron en los cortes transversales; sin embargo, los autores no describen ningunas otras características de este hueso en la exploración mediante IRM, y no hemos encontrado ninguna otra referencia a la señal que genera en la bibliografía consultada.

3.3.3.1.I. ULNA ET RADIUS. CUBITO Y RADIO

Anatomía del radio

El radio es el mayor de los dos huesos que constituyen el antebrazo del caballo; se extiende en dirección distal desde el codo, donde se articula con el húmero, hasta el carpo; está ligeramente curvado, su convexidad es craneal y está formado por un cuerpo y dos extremidades.

- El cuerpo o eje está curvado en toda su longitud, un poco aplanado craneocaudalmente y ensanchado en sus extremos, y presenta, para su descripción, dos superficies y dos bordes:
- La superficie craneal es lisa, ligeramente convexa en su longitud y redondeada de lado a lado.
- La superficie caudal es cóncava en su longitud y aplanada en dirección transversal; en su parte proximal, existe un surco, poco profundo, que concurre con el cúbito a la formación del espacio interóseo del antebrazo (*spatium interosseum antebrachii*); el foramen nutricio está en la parte distal de este surco y distal a él existe, en los animales jóvenes, una zona triangular, rugosa y estrecha, a la que se une el cúbito por un ligamento interóseo; en el adulto los dos huesos están soldados. Una elevación rugosa, distal a la parte media y próxima al borde medial, da inserción al ligamento accesorio del músculo flexor superficial de los dedos.
- El borde medial es ligeramente cóncavo en toda su longitud y subcutáneo en gran parte de su extensión; en su extremo proximal, hay un área lisa para la

inserción del tendón del músculo braquial y otra pequeña y rugosa, inmediatamente distal a la anterior, que da inserción a los músculos y ligamentos mediales de la articulación del codo.

- El borde lateral está más curvado, pero no presenta ninguna característica especial.
- La cabeza o extremidad proximal es aplanada craneocaudalmente y transversalmente ancha; presenta la circunferencia articular para el húmero, que se corresponde con el extremo distal de este hueso; y que está cruzada por una cresta sagital, dividida por la fovea capitular; en el extremo craneal, existe un engrosamiento prominente e inmediatamente distales al borde caudal, y separadas por una depresión, existen dos carillas cóncavas para la articulación con el cúbito; entre éstas y el espacio interóseo existe una zona rugosa cuadrangular en la que se unen los dos huesos mediante un ligamento interóseo. En el lado medial de la superficie dorsal, está la tuberosidad radial, en la que se inserta el tendón del bíceps braquial; la tuberosidad medial se continúa con la eminencia precedente y proporciona inserción al ligamento medial corto de la articulación del codo. La tuberosidad lateral es más saliente y proporciona inserción al ligamento colateral lateral del codo, y origen al extensor común de los dedos y a los músculos laterales.
- La tróclea o extremidad distal también está aplastada craneocaudalmente; presenta la superficie articular carpiana, que está formada por tres partes: la medial (*processus styloideus medialis*), que es la mayor, cuadrilátera, concavoconvexa craneocaudalmente y articulada con el hueso carporradial; la intermedia, similar en forma, pero más pequeña y articulada con el hueso carpiano intermedio, y la lateral (*processus styloideus lateralis*), más pequeña, convexa y articulada distalmente con el hueso carpocubital y, caudalmente, con el hueso accesorio del carpo. La superficie craneal presenta tres surcos separados por crestas; el mediano es vertical y permite el paso al tendón extensor carporadial; el lateral es similar y contiene el tendón del extensor común de los dedos, y el medial es más pequeño, oblicuo y aloja al tendón del abductor largo de los dedos. La superficie caudal está cruzada por una cresta rugosa transversa, y distalmente a ésta se encuentran

tres depresiones. A cada lado existen unas tuberosidades en las que se insertan los ligamentos colaterales, y la lateral está marcada por un pequeño surco vertical para el paso del tendón del extensor lateral de los dedos.

IRM del radio

La única referencia explícita a la IRM de este hueso la encontramos en un trabajo realizado *post mortem*, sobre extremidades aisladas de caballos mayores de 3 años, en el que se utilizó un equipo de RM de alto campo (1,5T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE Y T2 FSTIR, y un equipo de RM de bajo campo (0,27T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE Y T2 FSTIR; según los autores, la fisis distal del radio fue identificada, en los cortes coronales y sagitales, como una fina línea de baja intensidad de señal en todas las extremidades, aunque en el 20% de los casos, no pudo visualizarse en su recorrido completo; la superficie cortical interna, por lo general, fue lisa y regular (NAGY y DYSON, 2011).

Anatomía del cúbito

El cúbito del caballo es un hueso largo, reducido y situado caudalmente al radio con el que se une parcialmente en el adulto.

- El cuerpo o eje presenta tres caras que se estrechan y unen en una punta distal; la superficie craneal está aplicada a la caudal del radio y distalmente al espacio interóseo los dos huesos se unen en el adulto. La superficie que concurre a la formación del espacio es lisa y, normalmente, presenta un pequeño foramen nutricio dirigido proximalmente; cerca del espacio existe una rugosidad que está unida al radio mediante un ligamento interóseo que normalmente persiste. La superficie medial es lisa y ligeramente cóncava, y la superficie lateral está aplanada. Los bordes lateral y medial son delgados y cortantes, excepto en el espacio interóseo, y el borde caudal es ligeramente cóncavo en su longitud y redondeado. El extremo distal termina en punta, generalmente un poco distal a la parte media del radio y comúnmente se continúa como un cordón fibroso hasta la apófisis estiloides lateral del radio, aunque, en ocasiones, esta banda puede estar sustituida, en parte o en su totalidad, por una tira ósea.

- El olécranon (extremidad proximal) es la parte mayor del hueso; se proyecta proximal y caudalmente sobre la parte caudal del extremo distal del húmero y forma un brazo de palanca para los músculos extensores del codo; la superficie medial es cóncava y lisa y la superficie lateral convexa y con rugosidades en su parte proximal; el borde craneal presenta, en su parte media, un resalte puntiagudo, la apófisis ancónea o “espolón”, que sobresale por la escotadura troclear; esta última es de forma triangular, cóncava proximodistalmente, convexa transversalmente, se articula con el húmero y en su parte distal hay una fosa sinovial extensa. Inmediatamente distal a la escotadura, existen dos carillas convexas (*processus coronoideus medialis, lateralis*), que tienen sus homólogos en la parte caudal de la cabeza o extremo proximal del radio. El borde caudal es casi recto, grueso y redondeado, y el extremo libre o vértice es una tuberosidad rugosa, denominada tuberosidad olecraniana, que presta inserción al músculo tríceps braquial, a la fascia del músculo tensor del antebrazo y al ancóneo.
- La epífisis distal primitiva, como ya se ha indicado, se fusiona con el radio para constituir la apófisis estiloidea lateral.

3.3.3.1.J. TIBIA ET FIBULA. TIBIA Y PERONÉ

Anatomía

La tibia es un hueso largo, extendido oblicuamente en dirección caudodistal desde la babilla al corvejón, que se articula proximalmente con el fémur, distalmente con el tarso y lateralmente con el peroné; posee un cuerpo y dos extremidades.

- El cuerpo o eje es largo y triangular proximalmente, se hace más pequeño y aplanado en dirección distal, pero se ensancha en el extremo, y presenta para su estudio tres superficies y tres bordes:
 - La superficie medial es ancha proximalmente, donde presenta prominencias rugosas para la inserción del ligamento colateral medial y los músculos *sartorius* y *gracilis*; distal a éstos es más estrecha, convexa de un lado a otro y ubicada subcutáneamente.

- La superficie lateral es lisa, ligeramente espiral, ancha y cóncava en su parte proximal. En la mitad distal se hace más estrecha, convexa y se transforma girándose gradualmente, en la parte craneal del hueso; cerca del extremo distal, se retuerce un poco, hasta hacerse plana y craneal.
- La superficie caudal está aplanada y dividida en dos partes por una línea poplítea rugosa oblicua, que va desde la parte proximal del borde lateral a la mitad del borde medial. La zona triangular proximal a la línea está ocupada por el músculo poplíteo, mientras que la distal está surcada por líneas rugosas en las que se origina el músculo flexor profundo de los dedos; las líneas se extinguen distalmente, donde la superficie se hace lisa y plana, y el foramen nutricio está situado sobre la línea poplítea o cerca de ella.
- El borde craneal es muy prominente en su tercio proximal, donde forma la cresta de la tibia; distalmente, se reduce a una línea rugosa que termina en una pequeña elevación cerca del extremo distal del hueso. La superficie medial de la cresta presenta una prominencia rugosa para la inserción del tendón del músculo semitendinoso.
- El borde medial es redondeado en su mitad proximal y presenta un tubérculo en el que se inserta el músculo poplíteo; su parte distal es una línea rugosa.
- El borde lateral es cóncavo en su parte proximal y concurre con el peroné en la formación del espacio interóseo de la pierna; una impresión lisa indica el curso de los vasos tibiales craneales a través del espacio de la pared craneal de la pierna, y cerca de la parte media del hueso, el borde se divide e incluye una pequeña superficie triangular.
- La extremidad proximal es larga y triangular, y presenta dos eminencias articulares, los cóndilos medial y lateral; cada uno de ellos tiene una superficie en forma casi de silla de montar para su articulación con el cóndilo correspondiente del fémur y los meniscos. La eminencia intercondílea o

esquina es la prominencia central, en cuyos lados se continúa la superficie articular, y está formada por una parte medial alta y una parte lateral más baja (*tuberculum intercondylare mediale, laterale*). Sobre las partes craneal y caudal a la eminencia intercondiloidea existen dos depresiones denominadas áreas intercondíleas (HOA y MICHEAU, 2008), platillos tibiales (SANCHIS y GOMAR, 1992) o fosas intercondíleas tibiales craneal y caudal (GETTY, 1982), en la craneal se insertan el ligamento cruzado anterior y los ligamentos craneales de los meniscos lateral y medial, y en la caudal el ligamento cruzado posterior y el ligamento caudal del menisco medial. Los cóndilos están separados, caudalmente, por una escotadura poplíteica profunda, en cuyo lado medial hay un tubérculo para la inserción del ligamento cruzado caudal. El cóndilo lateral tiene un borde sobresaliente, y distal al mismo existe una carilla para la articulación con el peroné. La eminencia craneal grande es la tuberosidad de la tibia, y se encuentra marcada cranealmente por un surco (*sulcus tuberositatis tibiae*), cuya parte distal proporciona inserción al ligamento patelar medio, y que está flanqueado por áreas rugosas para la inserción de los ligamentos patelares lateral y medial. Una escotadura semicircular lisa (*sulcus extensorius*) separa la tuberosidad tibial del cóndilo lateral, y proporciona paso al tendón común proveniente del músculo extensor largo de las falanges y del peroneo tercero (*peroneus tertius*).

- La extremidad distal es mucho más pequeña que la proximal, de forma cuadrangular, y más larga medial que lateralmente; presenta una superficie articular (*cochlea tibiae*) que se adapta a la tróclea del astrágalo, formada por dos surcos separados por una cresta; ésta y los surcos están dirigidos en forma oblicua cranealmente y están limitados en cada uno de sus lados por los maléolos, en los que se insertan los ligamentos colaterales de la articulación del corvejón. En la parte media de la cresta articular, se presenta, por lo general, una fosa sinovial; el surco lateral es más ancho y menos profundo que el medial y, frecuentemente, está limitado por una línea o surco que indica la demarcación primitiva entre la tibia y el peroné. El maléolo medial es el más prominente de los dos y conforma la demarcación craneal de un surco (*sulcus malleolaris*) para el tendón del músculo flexor

largo del dedo; el maléolo lateral, por su parte, es más ancho y está excavado por un surco vertical para el paso del tendón del músculo extensor lateral del dedo.

El peroné del caballo es un hueso largo reducido, situado a lo largo del borde lateral de la tibia, y distinguimos un cuerpo, una extremidad proximal y una extremidad distal. A menudo se puede ver una ausencia del peroné con gran facilidad.

- El cuerpo o eje es ligeramente redondo y forma el límite lateral del espacio interóseo de la pierna; en general, termina distalmente en un extremo puntiagudo, alrededor de la mitad o los dos tercios del borde lateral de la tibia. En el adulto, la porción distal del peroné embrionario se reduce a una delgada banda fibrosa o incluso calcificada como ocurre con el cúbito. Ocasionalmente, el cuerpo del peroné se desarrolla como el del antepasado del caballo del mioceno.
- La cabeza, o extremidad proximal, es relativamente larga y aplanada en sentido transversal.
 - Su superficie medial presenta una zona estrecha (*facies articularis capitis fibulae*) a lo largo del borde proximal, para articularse con el cóndilo lateral de la tibia.
 - La superficie lateral es rugosa y proporciona inserción al ligamento colateral lateral de la articulación de la babilla, y tiene los bordes craneal y caudal redondeados.
- La extremidad distal se fusiona con la tibia para constituir el maléolo lateral.

IRM de la tibia y el peroné

En un primer trabajo realizado sobre extremidades de cadáveres, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 y T2, la superficie del cartílago de la extremidad distal de la tibia pudo ser visualizado en los tres planos principales; los maleolos lateral y medial, junto con las tuberosidades lateral y medial de la tibia, fueron mejor visualizados en los cortes coronales (BLAIK y col., 2000), sin embargo, no

hemos encontrado en la bibliografía ninguna descripción acerca de sus características en IRM.

3.3.3.1.K. PATELLA. PATELA O RÓTULA

Anatomía

La rótula es un hueso sesamoideo grande que se articula con la tróclea del fémur, y presenta, para su estudio, dos superficies, dos bordes, una base y un vértice:

- La superficie craneal o libre es cuadrilátera, convexa y rugosa, proporcionando inserciones musculares y ligamentosas.
- La superficie articular es también cuadrilátera, pero menos extensa. Presenta una cresta redondeada vertical, que se corresponde con el surco de la tróclea del fémur y separa dos zonas cóncavas; de estas últimas, la medial es mucho mayor y no está completamente adaptada al borde correspondiente de la tróclea, por lo que, en el animal vivo, se completa por la acción del fibrocartílago accesorio curvo; en la posición de pie, sólo una zona transversa de la superficie articular, de aproximadamente 1,25cm de anchura, es la que está en contacto con el fémur; esta área de la rótula se articula con la correspondiente del fémur, que está unos 2,5cm o menos distal al borde proximal de la tróclea.
- Los bordes medial y lateral convergen distalmente en un vértice y cada uno forma un ángulo en la base; el borde medial y la parte adyacente del margen caudal de la base (*processus cartilagineus*) proporcionan inserción al fibrocartílago de la rótula.
- La base se dirige caudoproximalmente, es convexa en sentido transverso y cóncava craneocaudalmente.
- El vértice forma una punta roma dirigida distalmente.

3.3.3.1.L. **CONDYLUS HUMERI ET PARS DISTALIS OS FEMORIS. EPÍFISIS DISTALES DEL HÚMERO Y DEL FÉMUR CON SU TRÓCLEA Y CÓNDILOS**

Anatomía del húmero

El húmero es un hueso largo que se extiende desde el encuentro, donde se articula con la escápula, hasta el codo, distal y caudalmente, donde se articula con el radio y el cúbito respectivamente; se dirige oblicua, distal y caudalmente, forma un ángulo de unos 55° con el plano horizontal, y consta de una diáfisis y dos extremidades, de las que describiremos solamente la extremidad distal.

- La extremidad distal o cóndilo humeral consta de los epicóndilos medial y lateral, y de las fosas olecranoidea y radial, (el término *condylus humeri* está relacionado con la totalidad de la extremidad distal del hueso, que, en su longitud, no se divide en cóndilos medial y distal según la Nómina Anatómica Veterinaria escrita por la WORLD ASSOCIATION OF VETERINARY ANATOMISTS y el INTERNATIONAL COMMITTEE ON VETERINARY ANATOMICAL NOMENCLATURE (1968); esta extremidad distal tiene una superficie transversal para la articulación con el radio y el cúbito, formada por la tróclea (cóndilo medial) medialmente y el cóndilo (cóndilo lateral) lateralmente; la tróclea es mucho más ancha y está cruzada por un surco sagital, en cuya parte craneal cual, normalmente, existe una fosa sinovial; caudalmente, la fosa se extiende en dirección proximal y alcanza la fosa olecraniana; esta parte se articula con la escotadura troclear del cúbito; la porción lateral es mucho más pequeña y está situada algo más distal y caudalmente, lo que da a la extremidad una apariencia oblicua. La fosa radial está situada cranealmente, proximal al surco de la tróclea, y constituye el origen de gran parte del músculo extensor carporradial; lateral a ellos se encuentra una depresión rugosa a partir de la que se origina el músculo extensor común de los dedos; caudalmente y proximal a la tróclea, existen dos crestas, que son los epicóndilos: el epicóndilo medial es el más saliente, constituye el origen de los músculos flexores del carpo y de los dedos y presenta un tubérculo para la inserción del ligamento colateral medial del codo; el epicóndilo lateral presenta lateralmente la cresta epicondiloidea, que forma el límite lateral del surco musculospiral y da

origen al músculo extensor carporradial; distal a esta porción, se encuentra una excavación rugosa en la que se inserta el ligamento colateral lateral del codo; el borde distal de este epicóndilo proporciona origen al músculo lateral del cúbito. Entre los epicóndilos se halla la fosa del olécranon, que es profunda, y en cuyo interior se proyecta la apófisis ancónea del cúbito.

IRM del húmero

La única referencia que hemos encontrado en relación a la IRM de este hueso está en el trabajo de TNIBAR y col. (1999), realizado sobre extremidades de cadáveres, en el que los autores afirman que el cartílago articular de la cabeza del húmero, en imágenes potenciadas en T1 SE, da lugar a una intensidad de señal poco intensa, apareciendo como una línea gris.

Anatomía del fémur

El fémur o hueso del muslo es el más largo y sólido de los huesos largos del caballo; se extiende oblicuamente en dirección distal y craneal, y está articulado con el acetábulo proximalmente y con la tibia y la rótula distalmente; su inclinación sobre el plano horizontal es de unos 70° a 80°, y presenta, para su estudio, un cuerpo y dos extremidades de los que describiremos solamente la extremidad distal.

- La extremidad distal es amplia en ambas direcciones y presenta, cranealmente la tróclea y los dos cóndilos caudalmente; la tróclea está formada por dos labios separados por un surco de superficie lisa para su articulación con la rótula; es muy asimétrica y en ella el labio medial (*tuberculum trochleae femoris*) es mucho más ancho, prominente y extendido a mayor altura que el lateral, y los dos convergen distalmente. Los cóndilos, medial y lateral están separados por una fosa intercondiloidea profunda y se articulan con los cóndilos de la tibia y con los meniscos de la articulación de la babilla; una elevación une cada uno de los cóndilos con la parte distal de la tróclea; la fosa intercondiloidea aloja la eminencia intercondiloidea de la tibia y los ligamentos cruzados de la articulación de la babilla, que se insertan en ese punto. El epicóndilo medial es una prominencia redondeada sobre la superficie medial de la extremidad distal, en la que se inserta el ligamento colateral medial y el músculo abductor; el

epicóndilo lateral es menos marcado y presenta una rugosidad donde se inserta el ligamento colateral lateral; caudodistalmente existe una depresión (*fossa m. poplitei*) de la que surge el músculo poplíteo; entre el cóndilo lateral y la tróclea está la fosa extensora, en la que se inserta el tendón común de origen de los músculos extensor largo de los dedos y el tercer peroneo.

3.3.3.2. CARTÍLAGOS

3.3.3.2.A. CARTÍLAGO UNGULARIS LATERALIS ET MEDIALIS. CARTÍLAGOS UNGULARES LATERAL Y MEDIAL

Anatomía

También denominados cartílagos ungueales, alares, fibrocartílagos alares o cartílagos colaterales de la tercera falange; son placas curvas romboideas, situadas encima de los ángulos de cada lado de la tercera falange; son relativamente largos y se extienden por encima del borde del casco, suficientemente como para que sean palpables; la superficie abaxial es convexa y la axial es cóncava; el borde proximal es sinuoso y delgado, mientras que el distal es más grueso y, en parte, está unido a la apófisis palmar del tejuelo; los extremos dorsales están unidos por sendos ligamentos a la parte lateral y medial de la falange media. A medida que el potro crece, las apófisis palmares se osifican e invaden la parte distal del cartílago en una extensión variable; en algunos casos se osifica la mayor parte del cartílago y, comúnmente, se conoce con el nombre de “hueso lateral”. Es muy relevante, desde el punto de vista de la IRM, el hecho de que en los animales jóvenes el cartílago sea hialino y que, posteriormente, cambie a fibrocartílago o se osifique (GETTY,1975) ya que, como vimos en la parte de histología e IRM de esta revisión bibliográfica, estos dos tipos de cartílago dan lugar, en general, a señales muy diferentes.

Hay al menos cinco ligamentos íntimamente asociados con los cartílagos ungueales: el ligamento condrocoronal, que conecta el aspecto proximal y dorsal de los cartílagos ungueales a los márgenes dorsomedial y dorsolateral de la falange media; el ligamento condrotendinoso, que conecta el aspecto dorsal de los cartílagos al proceso extensor de la falange distal; el ligamento condrocompedal, que une el aspecto proximal palmar de los cartílagos al aspecto distal de la falange proximal; el ligamento

condrosesamoideo, que une el aspecto axial de los cartílagos ungueales a los márgenes abaxiales del hueso sesamoideo distal, y el ligamento condroungular, que conecta el margen distal abaxial de los cartílagos ungueales a los procesos palmares/plantares de la falange distal; además, hay fibras paratendinosas del TFDP que se unen a la superficie axial de los cartílagos y fibras asociadas con los ligamentos colaterales de la articulación interfalangiana distal, que conectan con el margen dorsal del cartílago ungueal (SELBERG y WERPYPY, 2011).

IRM de los cartílagos unguales

En un primer estudio realizado *post mortem* en cortes axiales potenciados en T1 SE convencionales, PARK y col. (1987) se refieren a ellos como regiones de menor intensidad de señal que la médula ósea de la tercera falange. RUOHONIEMI y col. (1997), en imágenes obtenidas también *post mortem* potenciadas en T1 mediante secuencias SE, encuentran que existen variaciones de intensidad en estos cartílagos, lo que da lugar normalmente, a una mayor intensidad de señal de las estructuras internas respecto a la superficie, lo que, según ellos, representa seguramente el pericondrio que es fibroso; además, cuando presentan centros de osificación independientes con frecuencia, poseen, en el interior de estos, una intensidad de señal similar a la de la grasa de la médula ósea. En ocasiones, los márgenes de una fusión incompleta entre estos centros de osificación y la base osificada del cartílago aparecen localmente engrosados y protruyen hacia el corion podal. Estos autores, encontraron el caso concreto de un cartílago alar que aparecía hipointenso y, según ellos, este hecho podría estar relacionado con una degeneración cartilaginosa debida a la avanzada edad del equino. KLEITER y col. (1999), en otro trabajo sobre extremidades de cadáveres, afirman que, en las imágenes potenciadas en DP SE, estos cartílagos tenían una alta intensidad de señal en los cortes coronales y transversales; a la vez que, en las imágenes potenciadas en T1 SE, presentaban alta intensidad de señal en los cortes coronales, mientras que en los transversales, los cartílagos manifestaban un suave color gris que los hacía difícilmente distinguibles del tejido altamente vascularizado adyacente.

En un trabajo más, que se realizó *post mortem* y fue publicado por MURRAY y col. (2006), en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T2* GRE con y sin supresión selectiva de la señal grasa, T2 STIR y T1 SPGR, en extremidades de caballos sin historia previa de claudicación, se encontró que, cuando existía

mineralización de los cartílagos, ésta aparecía sólo en la base y como mucho alcanzaba un tercio de los mismos.

3.3.3.2.B. CARTÍLAGO ESCUTELAR DISTAL

Anatomía

Es el fibrocartílago de la superficie flexora del hueso navicular que, junto con la porción central del ligamento sesamoideo colateral forma el escudo distal, *scutum distale*, para el desplazamiento del tendón flexor digital profundo.

IRM del fibrocartilago de la superficie flexora del hueso navicular

En este apartado haremos referencia a las fuentes bibliográficas que tratan de forma explícita e independiente este fibrocartílago pero, teniendo en cuenta que esta estructura es, cuando menos, difícil de analizar de forma aislada con respecto al hueso navicular, bajo la perspectiva de la IRM, esto mismo y algunas otras referencias bibliográficas que tratan este fibrocartílago en conjunto con la corteza flexora del navicular, se recogen también en el apartado de IRM del hueso navicular.

En cuanto al fibrocartílago de la superficie flexora analizado de forma independiente, la primera referencia que encontramos es la de WHITTON y col. (1998) que, en un trabajo, realizado también post mortem, señala que a partir del fibrocartílago se obtuvo muy poca o ninguna intensidad de señal y, además, se observó una sutil depresión en el hueso subcondral a nivel de la cresta sagital, tanto en T1 SE como en T2* GRE. Otro trabajo *post mortem* posterior señala que este fibrocartílago se observa en T1 SE, T2 FSE con supresión selectiva de la señal grasa y DP con y sin supresión selectiva de la señal grasa, como una fina banda de intensidad de señal intermedia, aunque añaden los autores que esta intensidad de señal no sólo se debe al fibrocartílago, sino a éste junto con la bolsa podotrocLEAR colapsada; además, en los casos en que había una pequeña cantidad de fluido sinovial en esta zona de la bolsa, el fibrocartílago era difícil de discriminar en las imágenes potenciadas en DP FSE y T2 FSE (BUSONI y col., 2004). HEVESI y col. (2004), en imágenes potenciadas en T2 TSE sin supresión de la señal grasa y obtenidas *post mortem*, describen a este fibrocartílago, junto con el tejido óseo compacto sobre el que se fija, como una estructura casi sin señal.

En un trabajo publicado por MURRAY y col. (2006), que se realizó *post mortem*, y en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T2* GRE con y sin supresión selectiva de la señal grasa, T2 STIR y T1 SPGR, se encontraron una serie de variaciones o irregularidades en la intensidad de señal emitida por esta estructura; en un 35% de las extremidades de estos animales se observó una suave depresión en el fibrocartílago palmar, aproximadamente a la mitad o dos tercios de la distancia entre los bordes proximal y distal; en las imágenes potenciadas en T2 STIR, frecuentemente, se observaba una alta intensidad de señal focal en la bolsa navicular en el lugar de la depresión del fibrocartílago palmar; con menor frecuencia, al mismo nivel que este defecto en el fibrocartílago, aparecía una indentación en la corteza flexora; unas pocas extremidades tenían un pequeño incremento focal a nivel del origen del ligamento sesamoideo distal impar e, incluso, en otras, se observó un ligero adelgazamiento del hueso subcondral dorsal; por último, en la médula del navicular, en este grupo de caballos, no se observaron anomalías en las imágenes potenciadas en T1 SPGR y en T2* GRE; sin embargo, en las potenciadas en T2 STIR, un 64% de los animales presentó un incremento de la intensidad de señal entre ligero y moderado. SCHRAMME y col. (2009) consideran esta presencia de señal hiperintensa adyacente a la depresión palmar del tercio medio de la cresta sagital, como una acumulación de fluido en una fosa anatómicamente normal; incluso, en algunos casos, en imágenes sagitales potenciadas en DP SE, aunque este cúmulo de fluido no se encontraba en esta localización, sino a un lado de la cresta, tampoco se encontraron alteraciones patológicas en su análisis posterior; aun más, en algún caso, apreciándose en la IRM, asociado a este cúmulo de fluido en la zona de la cresta, una irregularidad de la superficie interna del tejido óseo compacto subcondral y engrosamiento trabecular, tampoco se encontraron irregularidades patológicas en su análisis posterior. En este mismo estudio, en que se llegó a estas consideraciones, realizado también sobre extremidades de cadáveres, se utilizó un campo magnético principal de 1,5T, se obtuvieron imágenes potenciadas en DP SE y T1 SPGR, estas últimas con saturación selectiva de la señal grasa, y se observó una fina línea hiperintensa entre el fibrocartílago del hueso navicular y la superficie dorsal del TFDP en T1, y cuando se introducía solución salina como contraste en el espacio entre ambos, esta línea daba lugar a dos finas líneas hiperintensas, una en la superficie de cada estructura; la señal normal en T1 SPGR del fibrocartílago del navicular, según estos autores, sería por tanto homogénea y relativamente hiperintensa, entre intermedia y alta, y la línea que aparece

con la misma intensidad de señal en la superficie dorsal del TFDP al inyectar suero salino entre ambas estructuras, para éstos, podría tratarse también de fibrocartílago ubicado en la superficie del tendón; esta capa de fibrocartílago del navicular y, en su caso, la del TFDP serían las capas de cartílago de menor grosor de la extremidad; hay que tener en cuenta que, según ellos, cuando no se utiliza un medio de separación y contraste de estas dos capas, se comete, normalmente, un error de sobreestimación del grosor de la capa de fibrocartílago de la superficie flexora del navicular en las imágenes T1 SPGR; en este trabajo, la medida obtenida histológicamente de grosor del fibrocartílago fue de $0,75 \pm 0,12\text{mm}$ y la calculada mediante IRM en T1 SPGR tras, utilización de contraste y separación de capas, fue de $0,73 \pm 0,09\text{mm}$.

3.3.3.2.C. SCUTUM MÉDIUM, ESCUDO MEDIO, FIBROcartÍLAGO COMPLEMENTARIO DEL PROCESO FLEXOR DE LA SEGUNDA FALANGE, TORUS O RODETE PALMAR

Anatomía

Se trata de una placa de fibrocartílago que se extiende desde la extremidad proximal de la falange media (KAINER, 2003) y sirve al el desplazamiento del tendón flexor digital profundo sobre la segunda falange, y para la inserción más distal del tendón flexor digital superficial.

3.3.3.2.D. SCUTUM PROXIMALE O ESCUDO PROXIMAL

Anatomía

Es el fibrocartílago que conforma el ligamento palmar o plantar y facilita el desplazamiento de los tendones flexores digitales profundo y superficial a nivel de la inflexión del menudillo.

3.3.3.2.E. MENISCUS LATERALIS ET MEDIALIS. MENISCOS LATERAL Y MEDIAL DE LA BABILLA

Anatomía

Son fibrocartílagos semilunares interpuestos entre los cóndilos del fémur y la meseta tibial. Ver articulación femorotibial, dentro del punto 3.4.3.3.I.1.2.

3.3.3.3. ARTICULACIONES

Todas las articulaciones aquí estudiadas son articulaciones sinoviales, con la excepción de las intermetacarpianas, las intermetatarsianas y la tibioperonea; las dos primeras son sindesmosis y la tercera es una sindesmosis.

Dentro de todas estas articulaciones sinoviales, destacan las de tipo gínglimo, es decir, troclear, que son todas las que nos ocupan con las únicas excepciones de la articulación carpometacarpiana y las tres articulaciones distales del tarso, que pertenecen al grupo de las articulaciones planas.

En estas articulaciones sinoviales, podemos encontrar todos los componentes de una diartrosis, que son la cápsula articular (con su componente interno y externo), la cavidad articular, el líquido sinovial, las superficies articulares óseas recubiertas por cartílago hialino articular y los ligamentos (capsulares, extracapsulares e intracapsulares).

En el caso de las sindesmosis, encontramos que son articulaciones secas, que fijan un hueso a otro mediante una banda ligamentosa que, en el caso de las articulaciones intermetacarpianas e intermetatarsianas, recibe el nombre de ligamento interóseo intermetacarpiano o intermetatarsiano y, en el caso de la articulación tibioperonea, el de membrana interósea de la pierna.

Desde la zona más distal a la más proximal de las extremidades, las articulaciones que podemos encontrar en los miembros torácico y pelviano son las siguientes:

3.3.3.3.A. ARTICULATIO INTERPHALANGEA DISTAL. ARTICULACIÓN INTERFALANGIANA DISTAL, DE LA CORONA, DEL PIE O DEL CASCO

Anatomía

Está formada por la unión de la falange media, la distal y el hueso sesamoideo distal.

- Superficies articulares: la superficie del extremo distal de la falange media es convexa en dirección sagital y cóncava transversalmente; la superficie articular de la falange distal se inclina proximal y dorsalmente, su parte

central es prominente y está flanqueada por dos cavidades glenoideas, y se completa palmar o plantarmente con la superficie articular del hueso sesamoideo distal.

- Cápsula articular: Está insertada alrededor de los bordes de las superficies articulares; dorsalmente y sobre los lados es gruesa y se junta con el tendón extensor digital y con el ligamento colateral; forma una considerable bolsa o receso palmar o plantarmente, que se extiende en sentido proximal hasta cerca de la mitad de la falange media, donde se separa por una membrana fibrosa de la vaina sinovial gran sesamoidea; a cada uno de los lados se proyectan bolsas (especialmente durante la flexión volar) contra los cartílagos de la falange distal, inmediatamente volar a los ligamentos colaterales.

IRM del interior de la articulación interfalangeana distal

Según PARK y col. en su estudio *post mortem* realizado en 1987, en las imágenes obtenidas mediante la secuencia convencional SE potenciada en T1 de la parte de la articulación adyacente al hueso navicular, existe un área blanca en forma de T que representa la acumulación de fluido sinovial; sin embargo, HEVESI y col. (2004), afirman que el líquido sinovial, en esa potenciación y secuencia da lugar a una intensidad de señal media.

La efusión y engrosamiento de la membrana sinovial de esta articulación puede generar un área de intensidad de señal anormal, que desplaza el tendón extensor digital común dorsalmente, y ha sido observada tanto en los cortes transversales como en los sagitales, viéndose continuidad entre dicha área y el espacio articular. En las imágenes potenciadas en T1 mediante secuencias SE convencionales, la intensidad de señal se ha descrito como intermedia, mientras que cuando las imágenes estaban potenciadas en T2* mediante secuencias GRE, la intensidad de señal era alta (WHITTON y col., 1998).

El receso palmar de esta articulación, debido a su contenido en fluido sinovial, fue observado, en imágenes potenciadas en T2* GRE obtenidas *post mortem*, en el plano sagital, como una estructura con una intensidad de señal extremadamente alta; las imágenes potenciadas en T1, que se obtuvieron utilizando la opción IR con un tiempo de inversión de 150ms, también dieron lugar a una muy alta intensidad de señal,

viéndose un extremado contraste con las estructuras adyacentes; en las imágenes potenciadas en T2 TSE, esta intensidad de señal también fue alta (HEVESI y col., 2004).

En un trabajo publicado por MURRAY y col. (2006), que se realizó también *post mortem*, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T2* GRE con y sin supresión selectiva de la señal grasa, T2 STIR y T1 SPGR, se encontraron una serie de variaciones o irregularidades en la intensidad de la señal emitida por esta estructura, que los autores achacaron a artefactos o variaciones anatómicas normales; en las imágenes potenciadas en T1 SPGR y T2 GRE, un 88% de los caballos estudiados, sin historia de claudicación, presentaban el espacio articular borroso, lo que los autores relacionaron con el artefacto de volumen promedio.

En otro trabajo posterior, también *post mortem*, en el que se compararon cortes sagitales idénticos de esta articulación en las potenciaciones T1 SE y DP SE, se observó que, en DP, la zona de alta intensidad de señal que representa el cartílago articular, aparece con un grosor, medido de forma aproximada y grosera, entorno a un 15 o 20% más fino que el calculado en T1 (FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2009).

OLIVÉ (2010), en otro estudio *post mortem*, señala que, en las secuencias potenciadas en T1 GRE de alta resolución, la parte central del cartílago articular de las falanges media y distal presentan una apariencia trilaminar en animales supuestamente sanos; la línea más próxima al hueso subcondral y la más próxima a la cavidad articular presentan mayor intensidad de señal que la lámina o línea central que se interpone entre ellas; para el autor, esto podría estar influenciado por el modo de preparación de las piezas anatómicas, en las que se sustituyó el líquido sinovial por solución salina antes de ser sometidas a estudio mediante IRM, aunque, esta estructura ya se ha observado en otras especies; se especula también con que estas imágenes podrían estar relacionadas con artefactos de truncamiento o de ángulo mágico, pero no hay evidencias claras en relación con esto. Afirma además este autor que hay que tener cuidado en no interpretar el abrupto adelgazamiento fisiológico del cartílago articular, en la zona más palmar y abaxial de la tercera falange, con erosiones o adelgazamientos patológicos del mismo.

3.3.3.3.B. ARTICULATIO INTERPHALANGEA PROXIMAL. ARTICULACIÓN INTERFALANGIANA PROXIMAL O DE LA CUARTILLA

Anatomía

Está formada por la unión del extremo distal de la falange proximal y el extremo proximal de la falange media.

- Las superficies articulares son:
 - En la falange proximal, dos áreas convexas, ligeramente distintas, con un surco intermedio.
 - En la falange media, las superficies opuestas correspondientes, completadas palmar o plantarmente por una placa de fibrocartílago.
- La cápsula articular está íntimamente unida en su parte dorsal y sobre ambos lados, donde se mezcla con el tendón extensor de los dedos y los ligamentos colaterales, respectivamente; en sentido palmar o plantar forma, hacia arriba, una ligera bolsa o receso que está reforzado por el ligamento sesamoideo distal recto y las ramas del tendón flexor digital superficial.

3.3.3.3.C. ARTICULATIO METACARPOPHALANGEA / METATARSOPHALANGEA. ARTICULACIONES METACARPOFALANGIANA Y METATARSOFALANGIANA O MENUDILLOS

Anatomía

Están formadas por la unión del extremo distal del metacarpiano III o metatarsiano III, el extremo proximal de la primera falange y los huesos sesamoideos proximales.

- Superficies articulares: la superficie del tercer hueso metacarpiano o metatarsiano es casi cilíndrica en cuanto a su curvatura, pero está dividida en dos partes ligeramente distintas por una arista sagital; esta arista está alojada en un hueco formado por la falange proximal distalmente, y por los dos huesos sesamoideos, junto con el ligamento metacarpo o metatarsointorsesamoideo en la parte palmar o plantar. Este último ligamento es una masa de fibrocartílago en el que están prácticamente embutidos los

huesos sesamoideos; se extiende proximalmente a nivel de dichos huesos y está surcado para recibir la arista del metacarpiano o metatarsiano; su superficie palmar forma un surco liso para el paso de los tendones flexores digitales.

- La cápsula articular, gruesa y amplia palmar o plantarmente, se inserta alrededor del borde de las superficies articulares; dorsalmente se forma una bolsa interpuesta entre la articulación y los tendones extensores, que se insertan también en la cápsula; en su parte palmar o plantar, forma una bolsa de paredes delgadas que se extiende proximalmente entre el hueso metacarpiano III o metatarsiano III y el ligamento suspensor del menudillo, aproximadamente hasta la altura del punto de bifurcación de este último; esta bolsa está, en parte, limitada por una capa de tejido elástico, que nace como dos ramas desde la parte distal de la superficie palmar del cuerpo del metacarpiano III o metatarsiano III y desde los extremos de los ligamentos metacarpointersesamoideos. La cápsula está reforzada por los ligamentos colaterales y por una capa de fibras oblicuas que pasan sobre el ligamento colateral y terminan en el tendón extensor digital y en la extremidad proximal de la primera falange; esta capa puede ser considerada más propiamente como una fascia que como un ligamento.

IRM del interior articular metacarpofalangiano o metatarsofalangiano

Aunque en la parte anatómica nos hemos referido de forma común a la articulación del miembro anterior y a la del posterior, en la revisión bibliográfica de la parte relativa a la IRM distinguiremos una u otra según las extremidades sobre las que se haya realizado el estudio.

IRM del interior articular metacarpofalangiano

En los cortes transversales a nivel de la parte distal del hueso tercer metacarpiano, en imágenes obtenidas *post mortem*, potenciadas en T1 mediante secuencias convencionales SE, se observa el fluido sinovial articular como líneas blancas estrechas entre los huesos sesamoideos y la superficie palmar del tercer metacarpiano (PARK y col., 1987).

En otro estudio *post mortem* realizado sobre extremidades aisladas, en el que se comparó imágenes obtenidas mediante bajo campo magnético (0,27T) colocadas las extremidades en posición de carga con unos 450N de fuerza, e imágenes obtenidas con alto campo magnético (1,5T) colocadas sin fuerza de carga, para las que se utilizaron potenciaciones en T1 GRE, T2* GRE, T2 FSE y T2 FSTIR, mediante el sistema de bajo campo, y en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR, mediante el sistema de alto campo, según sus autores, en las imágenes potenciadas en T1 obtenidas mediante secuencias SPGR en el alto campo y en T1 obtenidas mediante secuencias GRE en el bajo campo, las superficies opuestas del cartílago articular estaban separadas por fluido sinovial de baja intensidad de señal. En las imágenes potenciadas en T2* y T2 STIR, obtenidas mediante los equipos de alto y bajo campo, tanto el cartílago como el fluido sinovial, tenían alta intensidad de señal; los márgenes de la cápsula articular estaban bien delineados por el tejido sinovial, que presentaba una intensidad de señal intermedia en las imágenes potenciadas en T1 SPGR (alto campo), T1 GRE (bajo campo) y T2* GRE (alto y bajo campo), y por el líquido sinovial, que aparecía con alta intensidad de señal en las imágenes potenciadas en T2* GRE (alto y bajo campo), T2 FSE (bajo campo) y T2 STIR (alto y bajo campo). El tejido sinovial, en las imágenes de alto campo, en el aspecto palmar de la articulación era abundante y aparecía como un tejido que emitía una señal heterogénea de intensidad entre intermedia y alta, con bolsas de fluido sinovial entremezcladas de alta intensidad de señal, pero no se distinguía en las imágenes de bajo campo. Los límites de la cápsula articular fueron visibles y claros mediante el sistema de bajo campo en 19 de las 20 extremidades estudiadas (SMITH y col., 2011).

IRM del receso palmar proximal de la articulación metacarpofalangiana

En imágenes obtenidas *post mortem*, potenciadas en T1 mediante secuencias convencionales SE, se observa como una estructura de alta intensidad de señal, proximal al ligamento intersesamoideo; en los cortes transversales a nivel del tercio distal del tercer metacarpiano, inmediatamente proximal a los huesos sesamoideos proximales, esta estructura se observaría como una mancha blanca que se sitúa entre la corteza del tercer metacarpiano y las ramas del ligamento suspensor del menudillo (PARK y col., 1987).

IRM del receso dorsal proximal de la articulación metacarpofalangiana

En imágenes obtenidas *post mortem*, potenciadas en T1 mediante secuencias convencionales SE, según PARK y col. (1987), el receso dorsal proximal está también representado por un área de relativa alta intensidad, que puede ser visto como un área gris oscura, interpuesta entre el tendón extensor digital común y el aspecto dorsodistal del tercer hueso metacarpiano.

IRM del cartílago articular de la articulación metacarpofalangiana

DYSON y MURRAY (2007b), en un trabajo realizado a partir de casos clínicos, de los que no se especifica si los animales estaban vivos o muertos, utilizando un sistema de alto campo magnético, con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR, señalan que este cartílago articular, como mejor se evaluaba, era mediante una combinación de imágenes potenciadas en T1 y T2.

OLIVÉ y col. (2010b), en un trabajo realizado *post mortem*, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR con saturación selectiva de la señal grasa, describieron el cartílago de esta articulación como una línea de alta intensidad que contrastaba entre la falta de señal del hueso subcondral y la menor señal del líquido sinovial; además, se observó que, en los cóndilos del tercer metacarpiano, el grosor de esta línea hiperintensa era ligeramente mayor que el grosor del cartílago articular medido mediante técnicas histológicas cuando el grosor de éste era inferior a 1mm estas últimas preparaciones; sin embargo, cuando el grosor de éste era mayor de 1mm, en las medidas de RM la tendencia era a subestimar ligeramente el grosor medido histológicamente. La medida de esta línea hiperintensa, en esta potenciación, se acercaba más a la medida del cartílago hialino más el cartílago calcificado, que al cartílago hialino sólo.

En otro estudio realizado *post mortem* sobre extremidades aisladas, en el que se compararon imágenes obtenidas mediante bajo campo magnético (0,27T), colocadas las extremidades en posición de carga con unos 450N de fuerza, y mediante alto campo magnético (1,5T) colocadas sin fuerza de carga, en las que se obtuvieron utilizando potenciaciones en T1 GRE, T2* GRE, T2 FSE y T2 FSTIR, mediante el sistema de bajo campo, y en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR, mediante el sistema de alto campo, según sus autores, en las potenciadas en T1 obtenidas mediante secuencias SPGR en el alto

campo y en T1 obtenidas mediante secuencias GRE en bajo campo, el cartílago articular era una fina capa de intensidad de señal homogénea de media a alta. En estas imágenes, las superficies opuestas del cartílago articular estaban separadas por fluido sinovial de baja intensidad de señal; las diferentes capas de cartílago fueron visibles en el aspecto distal del tercer hueso metacarpiano, la cara proximal de la primera falange y la superficie dorsal de los huesos sesamoideos proximales, mediante las imágenes de alto campo, en todas las extremidades estudiadas; mientras que, en las imágenes de bajo campo, las superficies de cartílago articular no estaban claramente definidas en ninguna de las articulaciones estudiadas dentro de la zona de carga de la articulación; sin embargo, sí fueron evidentes en todas las extremidades, en las zonas adyacentes a la zona de carga. En algunas imágenes potenciadas en T1 GRE (bajo campo), la imagen más representativa del cartílago articular aparecía con una intensidad de señal heterogénea entre baja e intermedia. En las imágenes potenciadas en T2* y T2 STIR, obtenidas mediante los equipos de alto y bajo campo, tanto el cartílago como el fluido sinovial tenían alta intensidad de señal, y se perdía la capacidad para distinguir claramente las superficies del cartílago; además, el cartílago articular de las superficies dorsales de los huesos sesamoideos proximales era visible en todas las extremidades en las imágenes de alto campo, sin embargo, aunque también era visible en las imágenes de bajo campo, sus márgenes eran indiferenciables en estas últimas (SMITH y col., 2011).

IRM del hueso subcondral de la articulación metacarpofalangiana

En un estudio realizado *post mortem* sobre extremidades aisladas, en el que se compararon imágenes obtenidas mediante bajo campo magnético (0,27T), colocadas las extremidades en posición de carga con unos 450N de fuerza, y mediante alto campo magnético (1,5T) colocadas sin fuerza de carga, utilizando potenciaciones en T1 GRE, T2* GRE, T2 FSE y T2 FSTIR mediante el sistema de bajo campo, y en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR mediante el sistema de alto campo, según sus autores, la placa de hueso subcondral estaba claramente delineada, entre el cartílago de intermedia a alta intensidad de señal por el lado articular, y el hueso trabecular de intermedia a alta intensidad de señal en profundidad, con ambos sistemas. La interfase entre la placa de hueso subcondral y el hueso trabecular normalmente aparecía lisa; no obstante, en algunas de las imágenes obtenidas mediante secuencias GRE (alto y bajo campo) y FSE (bajo campo), en todas las extremidades, aparecía una fina línea, de intensidad de señal

entre intermedia y baja, paralela a la placa de hueso subcondral y justo en profundidad a ésta, lo que es compatible con un artefacto de truncamiento o de Gibbs, que se da como resultado de una recolección de datos insuficiente, con lo que las interfases de alta y baja intensidad de señal, tales como éstas, pueden ser malinterpretadas. Mediante las secuencias de pulso STIR, tanto en alto como en bajo campo, la diferenciación de la placa de hueso subcondral se pierde debido a la falta o casi ausencia de señal del hueso trabecular (SMITH y col., 2011).

IRM del interior articular metatarsofalangiano

IRM del cartílago articular de la articulación metatarsofalangiana

En relación a la IRM del interior de esta articulación sólo hemos encontrado la referencia de DYSON y MURRAY (2007b), que en un trabajo realizado sobre casos clínicos, de los que no se especifica si los animales estaban vivos o muertos, utilizando un sistema de alto campo magnético en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR, afirman que el cartílago articular, como mejor pudo evaluarse fue mediante una combinación de imágenes potenciadas en T1 y T2.

3.3.3.3.D. ARTICULATIO INTERMETACARPEAE. ARTICULACIONES INTERMETACARPIANAS O INTERMETATARSIANAS

Anatomía

Son las pequeñas articulaciones formadas entre las extremidades proximales de los huesos metacarpianos o metatarsianos y están incluidas dentro de la cápsula de la articulación carpiana. Las superficies contiguas de los huesos, distalmente, están íntimamente unidas por ligamentos metacarpianos o metatarsianos interóseos que, a menudo, adquieren una osificación más o menos intensa.

3.3.3.3.E. ARTICULATIO CARPI. ARTICULACIÓN CARPIANA, DEL CARPO O RODILLA

Anatomía

Considerada en conjunto, está constituida por las articulaciones entre los huesos carpianos y entre éstos y los del antebrazo y la caña. Está formada, fundamentalmente, por tres articulaciones:

E.1. Articulatio carpometacarpeae. Articulaciones carpometacarpianas

Están formadas por el extremo distal del carpo y el proximal de los huesos del metacarpo.

E.2. Articulatio intercarpeae. Articulaciones intercarpianas

Están compuestas por las dos filas del carpo e incluyen las articulaciones mediocarpianas y la carpiana accesoria.

E.3. Articulatio antebrachioarpeae. Articulación antebraquiocarpiana o radiocarpiana

Está formada por los extremos distales del radio (radiocarpiana) y del cúbito (cubitocarpiana) y la fila proximal del carpo.

Las articulaciones proximal y media pueden ser consideradas como gíglimos, aunque no son ejemplos puros o típicos de articulaciones en charnela; la articulación distal es plana; además, hay articulaciones planas formadas entre huesos adyacentes de la misma fila; todas estas forman una articulación compuesta con numerosos ligamentos. Las superficies articulares ya han sido descritas en el apartado de osteología.

- La cápsula articular puede considerarse, por lo que concierne a su porción fibrosa, común a las tres articulaciones; se inserta muy cerca del borde de la cara articular del radio proximalmente y del metacarpo distalmente; su cara profunda está también unida, en una considerable extensión, a los huesos del carpo y a los pequeños ligamentos intercarpianos. Su parte dorsal, el retináculo extensor (ligamento carpiano dorsal), es laxa, excepto durante la flexión, y contribuye a la formación de los canales fibrosos para el paso de los tendones extensores. Su parte palmar, ligamento carpiano palmar, es muy grueso y denso y está íntimamente unido a los huesos del carpo; nivela de alguna forma las irregularidades del esqueleto y forma la pared dorsal lisa del canal o túnel carpiano; se continúa distalmente para formar el ligamento accesorio (subcarpiano o inferior), que se une con el tendón flexor digital profundo cerca de la mitad del metacarpo y puede ser considerado como la cabeza carpiana (tendinosa) de dicho músculo.

- La membrana sinovial tiene tres sacos, que se corresponden con las tres articulaciones.
 - El saco radiocarpiano es el más voluminoso e incluye las articulaciones formadas por el radio, la fila proximal y el hueso carpiano accesorio; así como también las formadas entre los huesos proximales del carpo hasta los ligamentos interóseos.
 - El saco intercarpiano envía extensiones proximal y distalmente entre los huesos de las dos filas del carpo y los ligamentos interóseos, y se comunica, entre el tercero y cuarto carpiano, con el saco carpometacarpiano.
 - El saco carpometacarpiano es muy limitado en cuanto a su extensión y está íntimamente unido a los huesos; incluye la articulación carpometacarpiana y lubrica también las partes inferiores de las articulaciones entre los huesos carpianos distales y las articulaciones intermetacarpianas.

IRM del interior articular del carpo

Aunque algunos de los ligamentos que conforman esta articulación se encuentran claramente en el interior de la misma, la revisión bibliográfica de su IRM se incluye, con los restantes, dentro del punto 3.3.3.4.

IRM de los cartílagos articulares

En un trabajo realizado *post mortem*, sobre extremidades aisladas de caballos mayores de 3 años, con un equipo de RM de alto campo (1,5T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE Y T2 FSTIR, y con un equipo de RM de bajo campo (0,27T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE Y T2 FSTIR, según los autores, el cartílago articular sólo pudo ser identificado en el aspecto más dorsal de las articulaciones carpianas, donde las superficies del mismo se tornan convexas, resultando en una mayor separación entre las superficies articulares proximales y distales; éste tenía intensidad de señal intermedia y fue mejor visto en las imágenes sagitales T1 SPGR de alto campo,

donde pudo ser diferenciado del fluido sinovial hipointenso; en las imágenes de bajo campo, suponemos que los autores se refieren a las potenciadas en T1 GRE, el cartílago articular tenía alta intensidad de señal, pero las capas de cartílago proximal y distal no pudieron ser diferenciadas una de otra (NAGY y DYSON, 2011).

IRM de las estructuras de la cavidad de la articulación carpometacarpiana

En un trabajo realizado *post mortem*, con equipos de alto (1,5T) y bajo campo (0,27T), en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR con el equipo de alto campo, y en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE y T2 STIR FSE con el equipo de bajo campo, según los autores, el receso sinovial palmar, merced a su contenido, en la IRM, se observó lateral o lateral y medialmente (en la mayoría de los casos estudiados) a la parte proximal del ligamento suspensor del menudillo y/o del ligamento accesorio del TFDP, inmediatamente distal al nivel de la articulación carpometacarpiana (NAGY y DYSON, 2009).

Estos mismos autores, en otro trabajo posterior, también realizado *post mortem* sobre extremidades aisladas de caballos mayores de 3 años, en el que se utilizó un equipo de RM de alto campo (1,5T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE Y T2 FSTIR, y un equipo de RM de bajo campo (0,27T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE Y T2 FSTIR, señalan que, en este receso palmar de la articulación carpometacarpiana, el líquido sinovial fue visto, en el 13% de las extremidades estudiadas, lateralmente al aspecto proximal del ligamento suspensor del menudillo y/o del ligamento accesorio del TFDP, inmediatamente distal al nivel de la articulación carpometacarpiana; por otra parte, fue visto tanto lateral como medialmente, a este mismo nivel, en el 87% restante (NAGY y DYSON, 2011).

IRM de los recesos sinoviales de la articulación mediocarpiana o intercarpiana

En el trabajo realizado *post mortem*, sobre extremidades aisladas de caballos mayores de 3 años, en el que se utilizó un equipo de RM de alto campo (1,5T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE Y T2 FSTIR, y un equipo de bajo campo (0,27T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE Y T2 FSTIR, los autores señalaron que la articulación intermedia del carpo también presentaba un pequeño receso sinovial dorsal, que tenía

una mínima cantidad de fluido sinovial, y un receso sinovial palmar más extenso. El receso palmar lateral, se extendía considerablemente en dirección palmar y fue identificado distalmente al hueso accesorio del carpo, entre el ligamento colateral lateral y el tendón cubital lateral, en el 63% de las extremidades estudiadas (NAGY y DYSON, 2011).

IRM de los recessos sinoviales de la articulación antebraquiocarpiana

En el mismo trabajo citado anteriormente, los autores señalaron que la articulación antebraquiocarpiana presenta un pequeño receso sinovial dorsal y un receso sinovial palmar de mayor tamaño; el palmar presentaba fluido sinovial a la exploración con RM en todas las extremidades (NAGY y DYSON, 2011).

3.3.3.3.F. ARTICULATIO TARSII. ARTICULACIÓN TARSIANA, DEL TARSO O CORVEJÓN

Anatomía

Es una coyuntura ósea compuesta, desde proximal a distal, por cuatro articulaciones: la *tarsocruralis*, tibiotarsiana, tarsocrural o tibioastragaliana; la intertarsiana proximal, la intertarsiana distal y la tarsometatarsiana.

- La articulación tarsocrural está formada por la tróclea del astrágalo y la superficie correspondiente (cóclea) del extremo distal de la tibia. Las crestas y surcos de estas superficies están dirigidos oblicuamente, en dirección dorsal y hacia afuera en un ángulo de unos 12° a 15° con el plano sagital; la superficie troclear es aproximadamente dos veces más grande que la de la cóclea tibial, y sus crestas tienen una curvatura espiral.
- Las otras articulaciones son planas, con superficies articulares y ligamentos, de tal naturaleza, que permiten solamente una cantidad mínima de movimiento de deslizamiento.
- La parte fibrosa de la cápsula articular está insertada alrededor del borde de la superficie articular de la tibia proximalmente, y a la superficie metatarsiana distalmente; está también insertada, en parte, a las superficies de los huesos que recubre y entremezclada con los ligamentos colaterales; su

parte dorsal es más bien delgada de manera que, cuando hay distensión de la cápsula, su parte dorsomedial, que no se encuentra limitada por los tendones que pasan por encima de la articulación, forma una tumefacción fluctuante por encima de la cresta medial de la tróclea. La parte plantar (ligamentos plantar y tarsometatarsiano) es muy gruesa en su parte distal y está íntimamente insertada en los huesos tarsianos; en parte es cartilaginosa y forma una superficie lisa que facilita el paso del tendón del flexor digital profundo. La parte proximal forma un fondo de saco de pared delgada, plantar al extremo distal de la tibia, hasta una distancia de unos 5cm, y la distal se continúa hacia abajo para formar el ligamento accesorio (subtarsiano o frenador), que se une con el tendón flexor digital profundo a la mitad del metatarso.

- Existen cuatro sacos sinoviales: 1) El saco tibiotarsiano, que lubrica la articulación proximal y es, con mucho, el más grande e importante (esta es la parte de la cápsula que está fundamentalmente afectada y distendida por el exceso de líquido en la cavidad articular como sucede la hidrartrosis társica). 2) El saco intertarsiano proximal, que reviste las articulaciones formadas por el astrágalo y el calcáneo proximalmente, y por los tarsianos central y cuarto distalmente; que se comunica en su parte dorsal con el saco tibiotarsiano. 3) El saco intertarsiano distal, que lubrica las articulaciones formadas entre el hueso central del tarso y los huesos de la fila distal. 4) El saco tarsometatarsiano, que lubrica las articulaciones formadas entre los huesos tarsianos de la fila distal y los metatarsianos, y entre los extremos proximales de los metatarsianos.
- Los ligamentos de esta articulación se pueden clasificar en dos grupos, comunes y especiales; los primeros afectan zonas más o menos extensas de la articulación y los segundos son cortas bandas que conectan huesos adyacentes del tarso y el metatarso y, al igual que en el carpo, aunque algunos de ellos se sitúan en el interior articular, su anatomía e IRM se describe dentro del punto 3.3.3.4 de esta revisión bibliográfica.

IRM del interior de la articulación del tarso

IRM del interior de la articulación tarsocrural

Según BLAIK y col. (2000), en un trabajo realizado sobre extremidades de cadáveres, el fluido sinovial, como era de esperar, fue mejor evaluado en las imágenes potenciadas en T2 que en las potenciadas en T1; éste aparecía con un color blanco brillante dentro del espacio articular. La cápsula, en su porción palmar, fue descrita por estos mismos autores como una estructura que presentaba una mezcla de intensidades de señal, entre intermedia y baja, en las imágenes potenciadas en T1, en las que fue bien visualizada; está misma ha sido descrita también como una estructura de baja intensidad de señal (gris oscura), en las imágenes potenciadas en DP SE obtenidas *post mortem* (LATORRE y col., 2006).

LATORRE y col. (2006), en otro trabajo realizado *post mortem*, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en DP SE, señalan que los recesos sinoviales dorsomedial, lateroplantar y medioplantar fueron perfilados por una alta intensidad de señal; en este trabajo se describen las capas de cartílago articular opuestas como unas estructuras homogéneas de intensidad de señal entre moderada y alta; también se comenta que, en algunas áreas de los cortes sagitales, no fue posible distinguir entre las capas de cartílago opuestas y la línea de fluido sinovial.

IRM de la articulación intertarsiana distal

LATORRE y col. (2006), en este mismo trabajo realizado *post mortem*, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en DP SE, señalan que, en los cortes transversales, el espacio existente entre los huesos tarsianos primero, segundo, tercero y central daba lugar a una alta intensidad de señal.

3.3.3.3.G. ARTICULATIO CUBITI. ARTICULACIÓN HÚMERO – RADIO – CUBITAL O CODO

Anatomía

Está formada por la extremidad distal del húmero y las terminaciones proximales del radio y del cúbito.

Las superficies articulares son: 1) la superficie articular del húmero y 2) la fovea correspondiente de la cabeza del radio y la cresta de la extremidad proximal de dicho hueso, junto con la escotadura troclear del cúbito.

La superficie articular del cóndilo no se extiende sobre la parte caudal de la extremidad, sino que el surco que recibe la escotadura troclear del cúbito se extiende en la fosa del olécranon; en la porción craneal del surco hay una fosa sinovial. La superficie sobre el cóndilo es mucho más pequeña que sobre la tróclea y está dividida en dos partes distintas por un surco de poca profundidad. En la parte inferior de la escotadura troclear y en la parte adyacente de la cresta sobre el radio, existen fosas sinoviales.

- La cápsula articular es extremadamente delgada en su porción caudal, donde forma una bolsita que se introduce en la fosa del olécranon, bajo el músculo anconeus y un cojinete grasoso; cranealmente, está reforzada por fibras oblicuas y a los lados se funde con los ligamentos colaterales; también se halla adherida a los tendones de los músculos que surgen del extremo distal del húmero o del extremo proximal del radio. La membrana sinovial envía prolongaciones a la pequeña articulación radiocubital próxima y también alcanza distalmente los orígenes de los músculos flexores de los dedos y lateral del cúbito.

3.3.3.3.H. ARTICULATIO TIBIOFIBULARIS. ARTICULACIÓN TIBIOPERONEA

Anatomía

Está formada por la cabeza del peroné, que se articula con la carilla crecéntrica, inmediatamente distal al borde externo del cóndilo lateral de la tibia, y su cápsula articular es fuerte y cerrada. El cuerpo del peroné está fijado al borde lateral de la tibia mediante la membrana interósea de la pierna (*membrana interossea cruris*), que se halla perforada a unos 2,5cm de su extremidad proximal por una abertura, que deja paso a los vasos tibiales para que lleguen a la porción craneal de la tibia. Un cordón fibroso se extiende, normalmente, desde el extremo distal del cuerpo del peroné hasta el maléolo tibial lateral; este último es el extremo distal del peroné que se ha fusionado con la tibia (articulación tibioperoneal distal). En esta articulación tibioperonea no existen movimientos apreciables.

3.3.3.3.I.	ARTICULATIO	GENUS.	ARTICULACIÓN
	FEMOROTIBIORROTULIANA O BABILLA		

Generalidades anatómicas

Es la más compleja y extensa de todas las articulaciones; considerada en su conjunto, se puede clasificar como un gínglimo, aunque no sea un ejemplo típico de este grupo; en realidad, se trata de dos articulaciones: la femororotuliana o femoropatelar y la femorotibial.

I.1. Articulatio femoropatellaris. Articulación femoropatelar**Anatomía**

Está formada por la tróclea del fémur y la superficie articular de la rótula.

- Superficies articulares: la tróclea está formada por dos aristas ligeramente oblicuas, con un surco ancho y profundo situado entre ellas; la arista medial es la más larga de las dos, especialmente en su parte proximal que es ancha y redondeada; la lateral es mucho más estrecha y está más regularmente curvada, su parte proximal se asienta a unos 2,5cm caudalmente al plano frontal tangente al centro de ésta. La superficie articular de la rótula es mucho más pequeña que la de la tróclea; se completa medialmente gracias a una porción de fibrocartílago (fibrocartílago pararrotuliano), que se curva sobre la arista medial de la tróclea; existe también una tira estrecha de cartílago que se encuentra a lo largo del borde lateral. El cartílago articular sobre la tróclea cubre completamente ambas superficies de la arista medial, pero se extiende solamente a corta distancia en la superficie lateral de la arista externa.
- Cápsula articular: esta cápsula es delgada pero de mucha capacidad; sobre la rótula, está insertada alrededor del borde de la superficie articular, pero, sobre el fémur, la línea de inserción está a una distancia variable de la superficie articular; en el lado medial, esta distancia es de unos 2,5cm o más a partir del cartílago articular; sobre el lado lateral y proximalmente, de alrededor de 1cm; bajo el cuádriceps femoral, forma un fondo de saco proximalmente, a una distancia de 5 a 7,5cm; una almohadilla grasa separa la

cápsula del músculo; distalmente a la rótula, está separada de los ligamentos rotulianos por otra almohadilla de grasa (*corpus adiposum infrapatellare*), pero distalmente está en contacto con las cápsulas femorotibiales. La cavidad articular es la más extensa del cuerpo; normalmente, se comunica con el saco medial de la cavidad articular femorotibial por una abertura en forma de rendija, situada en la parte más distal de la arista medial de la tróclea; existe una comunicación similar, aunque más pequeña, con el saco lateral de la cápsula femorotibial, que se encuentra en la parte más distal de la cresta lateral. La comunicación medial falta pocas veces en el caballo adulto pero, con facilidad, pasa inadvertida por hallarse cubierta por un pliegue valvular de la membrana sinovial; tiene aproximadamente 1cm de ancho y se asienta bajo la zona articular estrecha que conecta la tróclea y el cóndilo medial; por su parte, la comunicación lateral se presenta en el 18 a 25% de los casos y, en raras ocasiones es más larga que la interna.

Los ligamentos femorrotulianos lateral y medial son dos bandas delgadas que refuerzan la cápsula a ambos lados y, sobre todo en el caso del medial, no se distinguen fácilmente de la cápsula; sin embargo, los describiremos, como al resto de los ligamentos, dentro del punto 3.3.3.4 de esta revisión bibliográfica.

I.2. Articulatio femorotibialis. Articulación femorotibial

Anatomía

Está formada por los cóndilos del fémur, el extremo proximal de la tibia y los meniscos o cartílagos semilunares articulares interpuestos.

- Superficies articulares: los cóndilos del fémur tienen una dirección ligeramente oblicua; la superficie articular del lateral es más curvada que la del medial, que confluye distalmente con la cresta medial de la tróclea, mientras que la cresta estrecha que conecta el cóndilo lateral con la tróclea es normalmente no articular; las superficies de la tibia, que tienen una forma similar a la de una silla de montar, no están adaptadas a los cóndilos femorales y solamente contactan con una pequeña parte.

- Los meniscos lateral y medial de la babilla (*meniscus lateralis et medialis*) son placas con forma semilunar de fibrocartílago, que producen la adaptación de las superficies articulares; cada uno tiene una superficie cóncava proximal, adaptada al cóndilo del fémur, y una superficie distal que se asienta en el cóndilo correspondiente de la tibia. El menisco lateral no cubre la parte lateral y caudal del cóndilo tibial, sobre el que se desliza el tendón de origen del músculo poplíteo; su borde periférico es grueso y convexo, y el central muy delgado y cóncavo, y sus terminaciones ligamentosas están insertadas en la tibia, craneal y caudalmente a la espina; este menisco, además, tiene una tercera inserción por medio de una banda oblicua (*lig. meniscofemorale*), que pasa desde su extremo caudal hasta la parte posterior de la fosa intercondiloidea del fémur.

Los ligamentos del menisco medial (craneal y caudal) se insertan craneal y caudalmente a la eminencia media de la espina de la tibia; el ligamento craneal del menisco lateral está insertado cranealmente a la eminencia lateral de la espina; el caudal, por su parte, se bifurca, de forma que la rama inferior se inserta en la escotadura poplíteo y la superior (ligamento meniscofemoral) en la pequeña fosa que existe en la parte caudal lateral de la fosa intercondílea.

- La cápsula articular se inserta en el borde de la superficie articular tibial, pero sobre el fémur, la línea de inserción está, en su mayor parte, a 1cm por fuera del borde articular; está también insertada en los bordes convexos de los meniscos y en los ligamentos cruzados; en su parte craneal, es delgada y consta, casi exclusivamente, de una capa sinovial; caudalmente, es mucho más fuerte, y en esta inserción está reforzada, por lo que puede ser considerada como el ligamento poplíteo oblicuo, éste es una banda plana y fuerte que surge del fémur, inmediatamente lateral al origen de la cabeza medial de los músculos gastronemios y se extiende, distalmente, hasta el borde caudal del cóndilo medial de la tibia, siendo más ancha en situación distal que proximalmente. Existen dos sacos sinoviales, que se corresponden con la doble naturaleza de las superficies articulares; en general, no están comunicados y cada uno está parcialmente dividido en dos compartimentos, proximal y distal, por los meniscos; el medial forma un saco proximalmente

aproximadamente a 1cm sobre el cóndilo del fémur; el lateral se extiende hasta el tendón de origen del músculo poplíteo y también forma un saco distal, a unos 7,5cm por debajo del origen de los músculos *fibularis tertio* y extensor largo de los dedos; como se ha indicado anteriormente, este saco lateral, algunas veces, se comunica con la cavidad articular femorrotuliana y el medial, normalmente, también lo hace en el adulto.

- Hay cuatro ligamentos en esta articulación, dos colaterales y dos cruzados, además de los que fijan los meniscos y que ya hemos mencionado; sin embargo, pese a que, a todas luces, son parte integral de la articulación, los describiremos, como a casi todos los demás ligamentos articulares, dentro del punto 3.3.3.4 de esta revisión bibliográfica.

3.3.3.4. LIGAMENTOS

3.3.3.4.A. LIGAMENTOS DE LOS CARTÍLAGOS UNGULARES

Anatomía

Son los encargados de fijar estos cartílagos a la tercera, segunda falange, hueso sesamoideo distal, primera falange y tendón extensor digital común respectivamente.

A.1. Ligg. Chondroungularia collateralia. Ligamentos condroungulares lateral y medial

Están formados por fibras que cubren, en parte, los bordes distales abaxiales de los cartílagos, y fijan éstos a los ángulos de la falange distal.

A.2. Ligg. Chondrocoronalia. Ligamentos condrocoronales lateral y medial

Son unas bandas cortas, pero fuertes, que conectan las extremidades dorsales y proximales de los cartílagos ungueales con las eminencias rugosas de la falange media, ubicadas dorsalmente a la unión de los ligamentos colaterales de la articulación del casco, es decir, con los márgenes dorsomedial y dorsolateral de la falange media.

A.3. Ligg. Chondrosesamoidea. Ligamentos condrosesamoideos lateral y medial

Son bandas fibrosas que conectan los aspectos axiales de los cartílagos ungueales con las extremidades o márgenes abaxiales del hueso sesamoideo distal.

A.4. Ligg. Chondrocompedalia. Ligamentos condrocompedales lateral y medial

Son unas cintas elásticas definidas que pasan desde la parte media del borde de la falange proximal hasta la parte palmar más proximal de los cartílagos ungueales y proporcionan una rama a la almohadilla digital.

A.5. Ligamentos condrotendinosos lateral y medial

Son fibras que conectan el aspecto dorsal de los cartílagos ungueales al proceso extensor de la falange distal.

Además de estos cinco pares de ligamentos existen fibras paratendinosas del TFDP que se unen a la superficie axial de los cartílagos ungueales y fibras asociadas con los ligamentos colaterales de la articulación interfalángiana distal, que conectan con el margen dorsal del cartílago ungueal (SELBERG y WERPY, 2011).

IRM de los ligamentos de los cartílagos unguales

En un primer estudio realizado *post mortem*, en la superficie dorsal de la falange media se visualizó, en las imágenes potenciadas en T1 SE convencionales, un área de baja intensidad de señal que, según los autores, representaba tejido conectivo fibroso que se extendía desde los cartílagos alares de la tercera falange hasta el tendón extensor común (PARK y col., 1987); esto, por su localización anatómica, que conecta el aspecto dorsal de los cartílagos con el proceso extensor de la falange distal (SELBERG y WERPY, 2011), podría representar el ligamento condrotendinoso; sin embargo, la única referencia explícita que encontramos sobre la IRM de alguno de estos ligamentos de forma individualizada, la hacen RUOHONIEMI y col. (1997), en un estudio realizado *post mortem* mediante imágenes potenciadas en T1 SE, en el cual afirman que no fueron capaces de visualizarlo en ningún caso de los analizados.

3.3.3.4.B. LIGAMENTOS ASOCIADOS AL HUESO NAVICULAR

B.1. Lig.Sesamoideum distale impar. Ligamento impar sesamoideo distal o ungulosesamoideo

Anatomía

Es una capa fuerte de fibras que une el borde distal del hueso sesamoideo distal con la cresta semilunar de la tercera falange; se extiende desde el borde distal del hueso sesamoideo distal hasta la superficie flexora de la falange distal y refuerza distalmente la cápsula articular interfalangiana distal.

IRM del ligamento sesamoideo distal impar

En un trabajo realizado *in vivo*, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 mediante la secuencia de la familia GRE denominada SPGR (diseñada, en este caso, para el tratamiento tridimensional de las imágenes), potenciadas en T2* GRE con y sin saturación selectiva de la grasa, y potenciadas en T2 mediante la secuencia de la familia SE denominada FSTIR, los autores afirmaron que su estructura heterogénea, y por tanto su señal heterogénea, hacen difícil interpretar alteraciones de la misma y confirmar anomalías estructurales (DYSON y col., 2003b). En otro trabajo que se realizó sobre cadáveres, se detectó la aparición del artefacto de ángulo mágico en este ligamento en imágenes potenciadas en T1 SE y DP FSE, estas últimas con y sin supresión selectiva de la señal de la grasa, mientras que en las potenciadas en T2 FSE con supresión selectiva de la grasa, dicho artefacto no fue observado; en este mismo trabajo, la señal de este ligamento era variable en las imágenes sagitales potenciadas en T1 SE y DP FSE cuando no sufría el artefacto de ángulo mágico; en estos casos presentaba un patrón de intensidad de señal estriado y, de forma general, dicha intensidad de señal era mayor que la del TFDP; en las imágenes potenciadas en T2 FSE con saturación selectiva de la grasa, el ligamento presentaba una baja intensidad de señal entre homogénea y ligeramente heterogénea; los autores relacionaban teóricamente esta apariencia con la posibilidad de un mayor contenido en tejido conjuntivo laxo, con estructuras vasculares y nerviosas, así como con la longitud y orientación de sus fibras ya que, debido a su corta longitud y su orientación convergente en sentido distal, es muy difícil medir el ángulo entre dichas fibras y el campo magnético estático (BUSONI y col., 2004). MURRAY y col. (2009), en un estudio realizado también *post mortem*, afirman que, en

las imágenes de alto campo potenciadas en T1, el artefacto de ángulo mágico conduce a un incremento de la intensidad de señal dentro esta estructura y que, en comparación con las imágenes de bajo campo potenciadas en T1, tiene una mayor intensidad de señal. HEVESI y col. (2004) en un trabajo realizado *post mortem* describen la intensidad de señal emitida por este ligamento, tanto en adultos como en potros neonatos, como media en las imágenes potenciadas en T1 mediante secuencias SE; sin embargo, cuando estas imágenes potenciadas en T1 se obtuvieron con la opción IR con un tiempo de inversión de 150ms, esta estructura presentaba una intensidad de señal reducida en adultos y media en potros neonatos; estos mismos autores, en las imágenes potenciadas en T2* GRE, describen la intensidad de señal como extremadamente alta. En un trabajo publicado por MURRAY y col. (2006), que se realizó *post mortem*, y en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T2* GRE con y sin supresión selectiva de la señal grasa, T2 STIR y T1 SPGR se encontraron una serie de variaciones o irregularidades en la intensidad de señal emitida por esta estructura, que fueron atribuidas por los autores a artefactos o variaciones anatómicas normales; en las imágenes potenciadas en T2* GRE, un 84% de los caballos sin historia de claudicación presentaba áreas focales de alta intensidad de señal en el cuerpo del ligamento, sin aumento de tamaño del mismo; los autores achacaron esto a la existencia de invaginaciones sinoviales; en este mismo tipo de imágenes, se observó en un 40% de los caballos sin historia de claudicación, unas áreas focales de alta intensidad de señal a nivel de la inserción de este ligamento en la tercera falange, sin aumento de tamaño de la estructura, hecho que los autores también relacionaron con la existencia de invaginaciones sinoviales y con la existencia de vasos sanguíneos cerca de la entrada del arco terminal; además de esto, en este grupo se observaron anomalías tales como la irregularidad del borde palmar, pequeñas irregularidades del patrón de invaginaciones sinoviales de éste e incremento de la señal focal en la inserción distal del ligamento en las imágenes potenciadas en T2* GRE y T2 STIR; así como hebras adyacentes de tejido blando en la bolsa navicular (vistas como una señal moderadamente baja en comparación con el fluido sinovial en las imágenes potenciadas en T2* GRE y relativamente más intensa en las potenciadas en T1 SPGR) o engrosamiento y adherencia distal al TFDP en la línea media; no obstante, los autores defienden que, en este grupo control, el ligamento presentaba una apariencia relativamente uniforme, cosa que no ocurría con los ligamentos de los caballos con historia de claudicación.

MURRAY y col. (2009), en su estudio realizado *post mortem*, en el que se comparaban las imágenes generadas por un equipo de baja intensidad de campo y por otro de alta intensidad, afirman que, en las imágenes de alto campo potenciadas en T2, este ligamento era una estructura bien definida de baja intensidad de señal; sin embargo, en las imágenes de bajo campo, su apariencia varió entre una vaga disminución en la intensidad de señal y una estructura más claramente definida de baja intensidad de señal; para los autores este ligamento tenía mejor contraste con los tejidos adyacentes en las imágenes de alto y bajo campo potenciadas en T2 y T2* que en las potenciadas en T1.

GUTIERREZ-NIBEYRO y col. (2009), basándose en un estudio realizado *ante mortem* con un equipo de bajo campo magnético (0,3T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, T2 STIR, T2 Fast STIR y FSE T2, afirman que, debido a su pequeño tamaño, a su intensidad de señal intermedia en las imágenes potenciadas en T1 y T2, y a sus márgenes pobremente delineados, el ligamento sesamoideo distal impar era difícil de evaluar en las imágenes de bajo campo; además, la baja resolución de las imágenes de bajo campo hace extremadamente difícil detectar con precisión alteraciones de la intensidad de señal y del tamaño.

B.2. Ligg. Sesamoidea collateralia. Ligamentos sesamoideos colaterales o ligamentos suspensores del navicular

Anatomía

Está formado por la porción central o ligamento T y las ramas lateral y medial; el ligamento T une el bode proximal del hueso navicular con el borde palmarodistal de la segunda falange y con el dorso del TFDP; por su parte, las ramas lateral y medial unen el hueso navicular con los aspectos abaxiales de la primera falange; se trata de dos bandas elásticas fuertes que forman un aparato suspensor para el sesamoideo distal; están insertadas, proximalmente, en las depresiones de cada lado del extremo distal de la falange proximal, prácticamente confundidos con los ligamentos colaterales de la articulación de la cuartilla; se dirigen oblicua, distal y palmar o plantarmente, y terminan, fundamentalmente, en los extremos abaxiales y en el borde proximal del hueso sesamoideo distal, pero también envían sus ramas a la superficie axial de cada cartílago ungueal y a los ángulos de la falange distal.

IRM de los ligamentos sesamoideos colaterales o ligamentos suspensores del navicular

Según PARK y col. (1987), en imágenes obtenidas *post mortem*, han podido ser identificados, en los cortes transversales de la falange media a la altura proximal al hueso navicular, situados en los aspectos palmares medial y lateral de dicha falange; de manera que, en las imágenes potenciadas en T1 obtenidas mediante secuencias SE convencionales, se ven como áreas grises oscuras de baja intensidad de señal.

En potros neonatos, también en trabajos *post mortem* y en este mismo tipo de imágenes, se calificó la intensidad de señal emitida por la inserción de estos ligamentos como media; sin embargo, en estos potros, cuando en las imágenes potenciadas en T1 se utilizó la opción IR con un tiempo de inversión de 150ms, estos ligamentos dieron lugar a una intensidad de señal extremadamente baja (HEVESI y col., 2004).

En imágenes potenciadas en T2* GRE, obtenidas *post mortem*, los ligamentos sesamoideos colaterales presentaron una intensidad de señal que fue calificada de extremadamente baja; sin embargo, este mismo tipo de imágenes obtenidas a partir de cadáveres de potros neonatos, daban lugar a una imagen con una intensidad de señal media. En las imágenes potenciadas en T2 TSE, los ligamentos sesamoideos colaterales de los adultos se visualizaban perfectamente, dando lugar a una baja intensidad de señal y, en potros neonatos, según los autores, a nivel de su inserción, presentaban una intensidad de señal ligeramente más baja que la del hueso navicular (HEVESI y col., 2004).

En un trabajo publicado por MURRAY y col. (2006), que se realizó *post mortem*, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T2* GRE con y sin supresión selectiva de la señal grasa, T2 STIR y T1 SPGR, se encontró una serie de variaciones o irregularidades en la intensidad de señal emitida por estas estructuras, que los autores achacaron a artefactos o a variaciones anatómicas normales. En los cortes sagitales de las imágenes potenciadas en T2 STIR y T2* GRE, en un 52% de los caballos estudiados sin historia de claudicación, estos ligamentos presentaban una señal brillante en su interior sin aumento de tamaño de la misma, lo que los autores relacionaron con la aparición del efecto del ángulo mágico; este mismo porcentaje presentaba, en las imágenes potenciadas en T2 STIR, también en los cortes sagitales, una señal brillante a

nivel de la inserción en el borde proximal del hueso navicular sin aumento de tamaño o aparición de entesofitos, lo que los autores relacionaron también con la posible aparición del efecto de ángulo mágico o con la aparición de metaplasia cartilaginosa; en este trabajo se señaló que, en las imágenes obtenidas, la forma de este ligamento varió entre bulboso y delgado.

MURRAY y col. (2009) en un estudio *post mortem*, en el que se comparaba la imagen generada por un equipo de baja intensidad de campo con otro de alta intensidad, afirman que el ligamento sesamoideo colateral normal tiene una intensidad de señal moderada en las imágenes de alto campo potenciadas en T2, y una intensidad de señal baja en las imágenes de bajo campo potenciadas en T2 y T2*; en las imágenes de alto campo potenciadas en T1 tenía una intensidad de señal entre alta y moderada, posiblemente relacionada con el efecto del ángulo mágico, siendo más difícil de definir que en las imágenes de bajo campo, en las que, el ligamento tenía una menor intensidad de señal.

3.3.3.4.C. LIGG. COLLATERALIA, LIGAMENTOS COLATERALES LATERAL Y MEDIAL DE LA ARTICULACIÓN INTERFALANGIANA DISTAL

Anatomía

Son bandas cortas y fuertes que tienen una inserción proximal bastante dorsal en la segunda falange, en las depresiones de los lados de la falange media; se encuentran cubiertos por los cartílagos ungulares, se ensanchan en sentido distal y terminan insertándose en las depresiones de ambos lados de la apófisis extensora de la falange distal y en los extremos dorsales de los cartílagos alares.

IRM de los ligamentos colaterales de la articulación interfalangeana distal

En un trabajo llevado a cabo en caballos vivos, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, en T2* GRE con y sin saturación selectiva de la señal grasa, ambos tipos de secuencias diseñados, en este caso, para el posterior tratamiento tridimensional de las imágenes, y en T2 FSTIR, se observó que, en extremidades que no presentaban signos clínicos de cojera, había una pequeña asimetría en el tamaño de los ligamentos colaterales; sin embargo, los autores no achacaban tal asimetría a un efecto del artefacto de volumen parcial ni a una mala orientación de los cortes (DYSON y col., 2004); en imágenes obtenidas *post mortem* por HEVESI y col. (2004), potenciadas en

T1 utilizando la opción IR con un tiempo de inversión de 150ms, los ligamentos colaterales se describieron como estructuras desprovistas casi completamente de señal; en T1 SE y T1 GRE (esta última diseñada para el posterior tratamiento tridimensional de las imágenes), en principio, cuando su posicionamiento no favorecía la aparición del efecto de ángulo mágico, ambos ligamentos aparecían hipointensos, sin embargo, cuando no era así, uno de ellos presentaba cierto incremento en la intensidad de señal, mientras que el otro permanecía hipointenso (SPRIET y col., 2007); en otro estudio posterior, realizado también *post mortem*, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 mediante secuencias SPGR diseñadas para su posterior tratamiento tridimensional, T2* mediante secuencias GRE diseñadas para su posterior tratamiento tridimensional, con y sin saturación selectiva de la señal grasa, y T2 mediante secuencias STIR, se describen los ligamentos colaterales sanos de la articulación interfalangiana distal, como estructuras de baja y uniforme intensidad de señal con una interfase entre el hueso y el ligamento lisa y suave (DYSON y col., 2008).

ZUDROD y col. (2005), en un trabajo realizado *ante mortem*, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T2 SE y DP SE convencionales mediante la técnica “dual echo”, en T2 mediante la opción STIR con un tiempo de inversión elegido para evitar la señal de la grasa, y otras imágenes de las que no se especifica el tipo de potenciación, aunque sí se afirma que se utilizó la opción de supresión selectiva de la señal grasa “fat sat” o “SPIR”, afirman que los ligamentos colaterales de esta articulación normalmente, aparecen como estructuras de baja y homogénea intensidad de señal en todas las secuencias empleadas; en las imágenes potenciadas en DP, además, tienen los márgenes bien definidos. En este mismo trabajo, los autores defienden que los cortes transversales proporcionan una visualización excelente de estas estructuras desde el origen hasta la inserción, y los cortes coronales una buena visualización, mientras que los cortes sagitales son de valor limitado para su evaluación; a su vez, SPRIET y col. (2007), en un trabajo realizado también *post mortem*, en relación con las imágenes potenciadas en T2 TSE y DP TSE (secuencia “dual”, es decir en que se obtuvieron las dos potenciaciones simultáneamente) afirmaron que, en principio, cuando su posicionamiento no favorecía la aparición del efecto de ángulo mágico, ambos ligamentos aparecían hipointensos, sin embargo, cuando no era así, uno de ellos presentaba cierto incremento en la intensidad de señal, mientras que el otro permanecía hipointenso; aunque en las T2 TSE, el fenómeno de ángulo mágico se observaba en una

menor extensión. Con el eje de la extremidad perpendicular a la dirección del campo magnético principal, ambos ligamentos colaterales están orientados aproximadamente con un ángulo de 70° en relación con el campo magnético principal y no se da el efecto de ángulo mágico, sin embargo, ángulos tan bajos como de 5° a 15° colocan a uno de los ligamentos en el área crítica, donde ya se produce el artefacto, mientras que, en el contralateral no se dará; por ello, según estos autores, esto es muy probable que suceda en la mayor parte de los posicionamientos clínicos. MURRAY y col. (2009) afirman que, en algunas imágenes de bajo campo potenciadas en T1 y T2*, se obtiene una intensidad de señal asimétrica entre ambos ligamentos; sin embargo, el reposicionamiento de la extremidad o la utilización de exámenes potenciados en T2 FSE produce imágenes con una intensidad de señal más simétrica y baja.

En otro estudio realizado *post mortem*, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SE, T1 GRE, T2* GRE y T2 FSE, mediante un equipo de bajo campo magnético (0,27T), los autores señalaron que había un máximo de diferencia de intensidad de señal entre los ligamentos colaterales lateral y medial, cuando uno de ellos, el lateral en ese caso concreto, estaba orientado a 55° en relación con el campo magnético estático o principal; además, la mínima alteración en el cociente entre las intensidades de señal de los ligamentos colaterales se dio en las imágenes potenciadas en T2 FSE, y la máxima en las imágenes potenciadas en T1 GRE; en el resto de potenciaciones y secuencias utilizadas en este trabajo el rango de la relación entre las intensidades de señal fue alto también. En las imágenes transversales, cuando no se producía el efecto del ángulo mágico, los ligamentos tenían una intensidad de señal baja y homogénea y los márgenes estaban claramente definidos con respecto a los tejidos adyacentes; sin embargo, cuando se daba el efecto de ángulo mágico, en el ligamento que tenía incrementada la intensidad de señal, los márgenes estaban poco definidos en relación con los tejidos blandos adyacentes (SMITH y col., 2008b).

MURRAY y col. (2009), en su estudio realizado *post mortem*, que comparaba la imagen generada por un equipo de baja intensidad de campo con la de otro de alta intensidad, afirman que estos ligamentos, en las potenciaciones T1, T2, T2* y T2 STIR, en situación normal, tenían una intensidad de señal baja y apariencia similar, tanto en las imágenes obtenidas mediante bajo campo como en las de alto campo; sin embargo, en las imágenes de bajo campo, en algunos casos, había alguna asimetría en las potenciadas en T1 y T2*, atribuidas por los autores al efecto del ángulo mágico.

En el trabajo realizado *post mortem* por WERP Y y col. (2010) con dos campos magnéticos de alta intensidad, uno de 1T y otro de 1,5T, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE, DP TSE, T2 STIR y T2 FSE, cuando las extremidades se colocaban con su eje longitudinal paralelo a la dirección del campo magnético principal y con las superficies lateral y medial equidistantes a la superficie de la antena, los ligamentos colaterales eran simétricos en tamaño, forma e intensidad de señal; sin embargo, el patrón de señal era variable cuando se comparaban extremidades diferentes. En el campo magnético de 1T, el patrón más frecuente en las potenciaciones de TE corto (T1 SPGR, T2* GRE y DP TSE) fue la aparición de un área lineal central de baja intensidad rodeado por una intensidad de señal intermedia, aunque también se observaron patrones en los que la parte dorsal de los ligamentos tenía una baja intensidad de señal y la parte media y palmar una intensidad intermedia e incluso, en alguna extremidad, la zona dorsal de baja intensidad se extendía algo más hacia la zona media. En las imágenes potenciadas en T2 FSE, en principio, los ligamentos tenían una intensidad de señal baja, pero ésta no era homogénea y pudieron identificarse variaciones. A nivel de la falange distal su señal era más homogénea que a nivel de la falange media, aunque las variaciones en la intensidad de señal estaban presentes en todas las imágenes; cuando se cambiaba la posición de la extremidad, el patrón de ambos ligamentos no volvía a ser simétrico y cuando se comparaban las imágenes con la posición inicial, se identificaba un incremento de la intensidad de señal de uno de los ligamentos en DP TSE, T1 SPGR, T2* GRE y, en menor medida, en T2 STIR; el grado de asimetría era tanto mayor cuanto mayor era el ángulo de la extremidad en relación con el campo magnético principal, y esto se observó tanto en el campo de 1T como en el de 1,5T. En algunos casos, incluso, se llegó a ver un cambio en la intensidad de señal de ambos ligamentos al modificar la posición inicial; así, cuando uno de los ligamentos se alineaba más con el campo magnético principal, disminuía su intensidad de señal, y como el otro se alineaba más con el ángulo mágico, aumentaba más su intensidad de señal; esto se observó mayormente en las secuencias que utilizan un TE corto pero, incluso, llegó a observarse en algunos casos en las imágenes potenciadas en T2 FSE. Los autores mantienen que las asimetrías observadas en T2 FSE se deben a los dos cambios en el patrón; en algunas extremidades la disminución de señal es debida a la aproximación de uno de los ligamentos al eje central del campo magnético y, en otras, el aumento de señal del ligamento se debe a que se aproxima al ángulo mágico; sin embargo, en las imágenes obtenidas en DP TSE, T1 SPGR, T2 GRE y T2 STIR, la

asimetría siempre era más aparente debido al aumento de señal del ligamento que se aproximaba al ángulo mágico. En los estudios macroscópicos de los ligamentos, los autores apreciaron que las fibras de éstos siguen patrones de direcciones variables según zona e individuo, y que, a la altura de la falange media, en la posición de alineamiento utilizada en este estudio, hay fibras que pueden estar alineadas con el ángulo mágico; en algunas extremidades, se apreció que existía una zona central localizada, de fibras cuya dirección discurría con un ángulo menor respecto al vector del campo magnético principal que el de las fibras de alrededor; en esas extremidades, esas fibras centrales se correspondían con un área central de baja intensidad de señal rodeada por una señal intermedia de la zona de fibras de alrededor; en estas últimas, se comprobó que, en esa posición de la extremidad, discurrían con unos ángulos, respecto al vector del campo magnético principal, que serían susceptibles de sufrir el efecto del ángulo mágico. A nivel de la articulación, las fibras convergen y aparecen más uniformemente paralelas con el eje largo de la extremidad y, por tanto, con el vector del campo magnético principal, dirigiéndose así a su inserción en la falange distal; además de esta variación en el patrón de direcciones, los autores también observaron variaciones en la densidad de los haces de fibras, habiendo haces más y menos compactos. Cuando se incrementaba el ángulo del eje longitudinal de la extremidad con respecto al vector del campo magnético principal, los márgenes del ligamento que más se aproximaban al ángulo mágico se iban desplazando en dirección distal; además, según los autores, debido a la forma anatómica, este efecto de ángulo mágico en los ligamentos colaterales se produce tanto en los equipos que tienen el campo magnético orientado en vertical como en los que lo tienen horizontal. Los grupos de fibras más o menos densamente empaquetados pueden influir en la intensidad de señal de determinadas potenciaciones y/o secuencias debido a que, cuando la densidad es muy alta, la uniformidad en la dirección de todas las fibras es mayor, y esto incide directamente sobre el artefacto de ángulo mágico y, cuando la densidad es menor, permite que haya más variación en la dirección que siguen las fibras y, además, también es posible la existencia de una mayor cantidad de tejido conjuntivo laxo intercalado que puede dar lugar a variaciones de la intensidad de señal en sí mismo; debido a esto, los ligamentos colaterales de distintos caballos no tienen por qué verse afectados por este artefacto de idéntica manera. Otra limitación es que, con la IRM obtenida con un campo magnético principal de 1T, no se visualiza la orientación de las fibras, y en las de 1,5T sólo se visualiza en algunos casos; además, la orientación de los haces de fibras no siempre coincide con la de los

márgenes del ligamento; todo esto hace que esté limitada la identificación de las zonas que, debido a su patrón variable de orientación de las fibras, posean riesgo de sufrir artefacto de ángulo mágico. La identificación del ángulo de los márgenes con respecto al campo magnético principal es una ayuda que da una impresión global de dónde se podría producir el artefacto, pero no nos proporciona el ángulo de los haces de fibras que no están alineados con los márgenes. Es importante recordar que, para apreciar el ángulo de la extremidad con respecto al campo magnético principal, hay que analizar las imágenes del estudio localizador y que, con los equipos y los posicionamientos utilizados en este trabajo, el ligamento colateral más alejado de la superficie interna del agujero del imán es más susceptible de sufrir el artefacto de ángulo mágico. Los autores también reflexionan y opinan que quizá el efecto de ángulo mágico aparezca, en este trabajo, con mayor intensidad de lo esperado en las imágenes potenciadas en T2 STIR, debido a que se fijó un TE de 14,1ms, que está muy por debajo de lo habitual en esta secuencia (55-60ms).

En relación con los ligamentos colaterales, en otro trabajo realizado *post mortem*, éste con un equipo de bajo campo magnético (0,25T) en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SE, DP TSE, T2 TSE y T1 GRE, los autores señalan que, en las potenciadas en T1 GRE, en todas las series que se obtuvieron con ángulo respecto a la perpendicular al campo magnético principal, se observó una señal focal lineal hiperintensa en relación con el resto del TFDP; esta señal aparecía siempre en el aspecto palmar de uno de los lóbulos de la región distal del mismo, lo que creaba una apariencia asimétrica de estos lóbulos en los cortes transversales y coronales; la señal aparecía en el lóbulo lateral o medial dependiendo de la dirección del ángulo, y la intensidad de señal dependía del grado de inclinación; este incremento de intensidad de señal también estaba presente en T1 SE y DP TSE, aunque menos pronunciado que en T1 GRE; sin embargo, no fue percibido en las imágenes potenciadas en T2 TSE. Los autores observaron que esta hiperintensidad de señal palmar en el TFDP estaba asociada con un incremento de la intensidad de señal en el ligamento colateral de la articulación interfalángiana distal del mismo lado en 10 de 12 estudios; y siempre que este fenómeno aparecía, lo hacía en el ligamento colateral del mismo lado. La asociación del efecto de ángulo mágico en el TFDP en y los ligamentos colaterales de la articulación interfalángiana distal con el mismo cambio de posición, según los autores, puede ser útil para facilitar el reconocimiento de este artefacto; por lo que los cambios en la apariencia

del ligamento colateral de la articulación interfalángiana distal se deberían interpretar en concordancia con la apariencia del TFDP y viceversa; es decir, que si se observa un incremento de la intensidad de señal en un ligamento colateral de la articulación interfalángiana distal, el aspecto palmar del lóbulo del TFDP del mismo lado debería ser examinado cuidadosamente, de manera que si se observa también en él un incremento de la intensidad de señal a ese nivel, lo más probable, es que esta señal del ligamento colateral sea debida a un artefacto, mientras que, si el TFDP tiene una intensidad de señal normal, lo más probable es que se deba a una lesión real (SPRIET y MCKNIGHT, 2009).

GUTIÉRREZ-NIBEYRO y col. (2009), basándose en un estudio *ante mortem* realizado con un equipo de campo magnético relativamente bajo (0,3T), en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, T2 STIR, T2 Fast STIR y FSE T2, afirman que la intensidad de señal normal de los ligamentos colaterales de la articulación interfalángiana distal puede oscilar en un rango entre intermedia y baja, dependiendo de la secuencia; en general, los dos tercios distales del ligamento tienen baja y uniforme intensidad de señal, comparada con el tercio proximal, que puede tener variaciones en el patrón de intensidad de señal; esta variación y el efecto de ángulo mágico, para los autores, deberían ser siempre considerados cuando se evalúa el ligamento colateral de la articulación interfalángiana distal, con el fin de evitar falsos positivos.

3.3.3.4.D. LIGAMENTO ANULAR DIGITAL DISTAL

Anatomía

Se encuentra a nivel del hueso navicular y del ligamento T, abrazando al tendón flexor digital profundo (SISSON, 1982); se origina en los bordes lateral y medial del aspecto distal de la primera falange y se inserta en la zona palmar o plantar de la tercera falange junto con el TFDP (COHEN y col., 2008).

IRM del ligamento anular digital distal

Sus partes lateral y medial, en los cortes transversales a un nivel inmediatamente proximal al hueso navicular, adyacentes a los bordes lateral y medial del TFDP, se

observan como estructuras de baja intensidad de señal en imágenes *post mortem* potenciadas en T1 SE convencionales (PARK y col., 1987).

COHEN y col. (2008) en un estudio realizado *ante mortem*, en el que se obtuvieron imágenes bajo dos campos magnéticos diferentes de 1 y 1,5 Teslas, en las potenciaciones T2 y DP mediante secuencias TSE (con el sistema dual echo) y T2 mediante secuencias STIR, encontraron que este ligamento fue fácilmente delimitado de los tejidos circundantes como una estructura homogénea e hipointensa, inmediatamente palmar o plantar a la vaina digital de los tendones flexores, en todas las imágenes transversales y sagitales; el grosor de este ligamento, medido mediante IRM, fue siempre menor de 2mm, siendo de 1,25, medido en cortes sagitales, y de 1,32, medido en cortes transversales; cuando se compararon extremidades anteriores y posteriores, hubo una diferencia significativa, siendo más grueso en las anteriores (1,51mm) que en las posteriores (1,06mm).

3.3.3.4.E. LIGAMENTO ANULAR DIGITAL PROXIMAL

Anatomía

Se encuentra unido con el anterior mediante bandas fibrosas, está a nivel de la primera falange inmediatamente distal a los huesos sesamoideos proximales y abraza al tendón flexor digital superficial y a todas las estructuras profundas al mismo (SISSON, 1982); forma una estructura en X en la zona palmar o plantar de la cuartilla, insertándose medial y lateralmente en los tubérculos proximales y distales de la primera falange (COHEN y col., 2008).

IRM del ligamento anular digital proximal

Hemos encontrado sólo un estudio en el que se describe, de forma explícita, parte de este ligamento; se trata de un trabajo realizado *post mortem* sobre extremidades aisladas, en el que se compararon imágenes obtenidas mediante bajo campo magnético (0,27T) colocadas en posición de carga con unos 450N de fuerza, y con alto campo magnético (1,5T) colocadas sin fuerza de carga, y en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, T2 FSE y T2 FSTIR mediante el sistema de bajo campo, e imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR mediante el sistema de alto campo; según los autores, en las imágenes transversales, el margen proximal del

ligamento anular digital proximal era un fino borde con menos de 2mm de grosor de tejido de baja intensidad de señal, situado justo distal a la articulación metacarpofalangiana; esta estructura era visible con unos márgenes claros en todas las imágenes de alto campo, y en en 17 de las 20 extremidades evaluadas con bajo campo (SMITH y col., 2011).

3.3.3.4.F. LIGG. PALMARIA. LIGAMENTOS PALMARES

Anatomía

Los ligamentos palmares son unas bandas pares, dos axiales y otras dos abaxiales (laterales y mediales), que se insertan distalmente en el borde palmar del extremo proximal de la falange media y en su fibrocartílago complementario. Proximalmente los ligamentos abaxiales lateral y medial están unidos a la mitad de los bordes de la primera falange, por su parte, el par axial lo hace más distalmente y sobre el borde de la zona rugosa triangular.

3.3.3.4.G. LIGG. COLLATERALIA. LIGAMENTOS COLATERALES LATERAL Y MEDIAL DE LA ARTICULACIÓN DE LA CUARTILLA

Anatomía

Los ligamentos colaterales son bandas cortas y fuertes que unen la primera y la segunda falange por sus caras medial y lateral; están insertados proximalmente sobre las eminencias y depresiones existentes a cada lado del extremo distal de la falange proximal y, distalmente, sobre la eminencia de cada lado del extremo proximal de la falange media; la dirección de estos ligamentos es casi vertical y, por lo tanto, no se corresponde con el eje digital.

IRM de los ligamentos colaterales de la articulación interfalangiana proximal

En un trabajo llevado a cabo con caballos vivos, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, en T2* GRE con y sin saturación selectiva de la señal grasa, ambos tipos de secuencias diseñados, en este caso, para el posterior tratamiento tridimensional de las imágenes, y en T2 FSTIR, se observó que, en extremidades que no presentaban signos clínicos de cojera, había una pequeña asimetría en el tamaño de los ligamentos colaterales; sin embargo, los autores no achacaban tal asimetría a un efecto

del artefacto de volumen parcial ni a una mala orientación de los cortes (DYSON y col., 2004).

En imágenes obtenidas *post mortem*, potenciadas en T1 utilizando la opción IR con un tiempo de inversión de 150ms, los ligamentos colaterales se describieron como estructuras desprovistas casi completamente de señal (HEVESI y col., 2004).

3.3.3.4.H. LIGAMENTOS SESAMOIDEOS O LIGAMENTOS PERTENECIENTES AL APARATO SUSPENSOR DEL MENUDILLO

Bajo este encabezamiento se describirán un número de ligamentos importantes que están en conexión con los huesos sesamoideos proximales y forman una especie de abrazadera o aparato de sostén:

H.1. *Musculus interosseus III. Ligamento suspensor del menudillo, músculo interóseo medio o tercero*

Anatomía

Se origina en la cara palmar de la epífisis proximal del III metacarpiano o metatarsiano; en el tercio distal de la caña se divide en las ramas lateral y medial, que se insertan abaxialmente en los huesos sesamoideos proximales, y continua distodorsalmente, lateral y medialmente a la cuartilla y la corona (denominándose ramas extensoras), para unirse al tendón del extensor digital común o largo e insertarse finalmente en la apófisis extensora de la tercera falange; NAGY y DYSON (2009) señalan que la cantidad y distribución de tejido muscular y el contenido de tejido adiposo dentro de cada lóbulo es variable.

IRM del ligamento suspensor del menudillo

PARK y col. (1987), en imágenes obtenidas *post mortem* potenciadas en T1 mediante secuencias SE convencionales, señalan que, en su porción distal, presentaba una intensidad de señal moderada, observándose como una estructura gris oscura, según los autores, posiblemente, debido a la presencia de algunas fibras musculares; estos mismos autores afirman que, en los cortes transversales, a la altura del tercio distal del tercer metacarpiano, inmediatamente proximal a los huesos sesamoideos proximales, sus dos ramas se observan como áreas redondeadas de baja intensidad de señal. MARTINELLI y col. (1996), en un trabajo también *post mortem*, en imágenes de la

misma naturaleza que las del trabajo anterior, apuntan que, aunque este ligamento tiene baja intensidad de señal, ésta es, aproximadamente, tres veces más intensa que la que generan los tendones flexores en las mismas imágenes. En un trabajo posterior, también realizado *post mortem*, con el mismo tipo de imágenes, MARTINELLI y col., (1997) se refieren a la intensidad de señal de estas estructuras como “relativamente baja”. KLEITER y col. (1999), en otro estudio realizado también sobre extremidades de cadáveres, afirman que, en las imágenes potenciadas en T1 SE y DP SE, en la zona de inserción en los huesos sesamoideos proximales, se puede identificar una región de moderada intensidad de señal que relacionan histológicamente con fibrocartílago; por su parte, en las imágenes potenciadas en T2* GRE, la intensidad de señal de esta zona era ligeramente mayor.

En un estudio retrospectivo realizado sobre animales vivos, utilizando imágenes potenciadas en DP y T2, de las que no se especifica el tipo de secuencia utilizada, e imágenes potenciadas en T2 obtenidas mediante la secuencia STIR, se describió este ligamento como una estructura heterogénea, que presentaba fibras ligamentosas de baja intensidad de señal intercaladas con fibras musculares de alta intensidad localizadas hacia el centro de la estructura; las imágenes transversales potenciadas en DP parecían ser, para los autores, las más útiles, puesto que permitían detectar cambios de forma y alteraciones de señal, aunque, en esta estructura, es especialmente importante la comparación contralateral debido a la existencia de fibras musculares; las imágenes T2 STIR, aunque muy útiles para detectar aumentos anómalos de intensidad de señal, resultaron ser las que presentaron un mayor artefacto de flujo sanguíneo, lo que afectaba a la interpretación de la imagen (BROKKEN y col., 2007).

En otro trabajo *post mortem*, realizado con equipos de alto (1,5T) y bajo campo (0,27T), en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR con el equipo de alto campo, y en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE y T2 STIR FSE con el equipo de bajo campo, los autores señalan que, cerca del origen, en el aspecto palmar de ambos lóbulos, se localizaba un área de intensidad de señal entre intermedia y alta, en las imágenes potenciadas en T1 y T2, lo que, para ellos, estaba relacionado con la existencia de tejido muscular y adiposo; más distalmente, el tejido muscular y el adiposo aparecían en una localización más central y adquirían a una distribución más difusa dentro del tejido colágeno; en las imágenes sagitales y coronales, el tejido adiposo y el muscular aparecían como líneas verticales de intensidad de señal

entre intermedia y alta en el interior del ligamento suspensor; en las imágenes obtenidas con supresión de la señal grasa, el tejido muscular tenía una intensidad de señal de intermedia a baja; la intensidad de señal del músculo, según los autores, frecuentemente decrece desde proximal hacia distal. En las imágenes obtenidas mediante el sistema de bajo campo, el ligamento suspensor tenía una intensidad de señal intermedia, ligeramente hipointensa en relación con la del ligamento accesorio del TFDP; el ligamento suspensor estaba rodeado por tejido conectivo laxo, que tenía una intensidad de señal entre intermedia y alta en todas las secuencias de este trabajo, este tejido tenía mayor intensidad de señal en las imágenes potenciadas en T1 GRE que en las T2* GRE. En las imágenes obtenidas con el equipo de bajo campo mediante secuencias GRE, la presencia de las arterias y venas metacarpianas palmares resultaron en una pérdida de definición de los márgenes del ligamento suspensor; además, fueron identificados haces de tejido conjuntivo de baja intensidad de señal entre el aspecto proximal del ligamento suspensor del menudillo y el aspecto palmar del hueso tercer metacarpiano, cuya localización proximodistal variaba en todos los caballos; también se vieron haces fibrosos similares entre el ligamento suspensor del menudillo y el ligamento accesorio del TFDP en todos los caballos estudiados; los autores, no obstante, señalan que se deben interpretar con cautela ya que, aunque podrían ser adherencias, al aparecer en todos los animales de este estudio también podrían ser artefactos de volumen; a 1cm distalmente al nivel donde se unían las fibras originadas en el ligamento carpiano palmar y las procedentes del hueso tercer carpiano, los ligamentos suspensor del menudillo y accesorio del TFDP estaban claramente separados (NAGY y DYSON, 2009).

DYSON y MURRAY (2007b), en un trabajo llevado a cabo sobre casos clínicos, de los que no se especifica si se estudiaron *in vivo*, en el que se utilizó un sistema de alto campo magnético, con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR, señalan que, la inserción distal de cada rama de este ligamento tenía una intensidad de señal más heterogénea y alta que la de los tendones flexor digital superficial(TFDS), TFDP y extensores digitales común y lateral.

En un estudio realizado *post mortem* sobre extremidades aisladas, en el que se compararon imágenes obtenidas mediante bajo campo magnético (0,27T) colocadas en posición de carga con unos 450N de fuerza, y alto campo magnético (1,5T) colocadas sin fuerza de carga, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2*

GRE, T2 FSE y T2 FSTIR mediante el sistema de bajo campo, e imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR mediante el sistema de alto campo, según los autores, las ramas lateral y medial del ligamento suspensor eran estructuras marcadamente definidas, con baja intensidad de señal proximalmente e intensidad de señal intermedia cerca de la inserción distal en todas las potenciaciones y secuencias utilizadas; el borde dorsal de cada rama del ligamento suspensor estaba claramente definida debido a su proximidad con el tejido sinovial, de intensidad de señal intermedia, y con el líquido sinovial, de alta intensidad de señal, del receso palmar de la articulación metacarpofalangiana, además de por su proximidad con tejido graso, también de alta intensidad de señal (entre otras, alta intensidad en las imágenes potenciadas en T2* GRE), que se situaba entre las ramas del ligamento suspensor, palmarmente al tercer hueso metacarpiano; también se observó una zona lineal de intensidad de señal entre intermedia y alta dentro de las ramas del suspensor del menudillo, próxima a su inserción distal, tanto en las imágenes de alto como en las de bajo campo en todas las extremidades, lo que, según los autores, probablemente se debe a una combinación de divergencia de las fibras a medida que se aproximan a la inserción de cada rama en el hueso sesamoideo proximal, junto con un artefacto de volumen parcial; las ramas extensoras del ligamento suspensor del menudillo eran finas estructuras de intensidad de señal entre baja e intermedia, visibles en todas las extremidades en las imágenes de alto campo, pero que no se pudieron visualizar en las de bajo campo; en una extremidad se observó una variación anatómica que, para los autores, estaría dentro de la normalidad, en la que se identificó a las ramas del ligamento suspensor del menudillo como una estructura bilobulada en las imágenes transversales (SMITH y col., 2011).

En otro trabajo realizado *post mortem*, sobre extremidades aisladas de caballos mayores de 3 años, en el que se utilizó un equipo de RM de alto campo (1,5T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE Y T2 FSTIR, y un equipo de RM de bajo campo (0,27T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE Y T2 FSTIR, según los autores, las fibras adicionales del ligamento suspensor que se originan del aspecto palmar del hueso tercer carpiano, inmediatamente distales al origen del ligamento accesorio del TFD, fueron fácilmente identificables en las imágenes de los cortes sagitales y transversales, y tenían menor intensidad de señal que la parte principal del ligamento suspensor originada en la corteza palmar del tercer hueso metacarpiano (NAGY y DYSON, 2011).

H.2. Ligamentos sesamoideos distales

Consideraciones anatómicas generales

Son cuatro pares y, en conjunto, pueden ser considerados como una prolongación digital del ligamento interóseo, en el que se encuentran intercalados los huesos sesamoideos proximales para dar lugar a este importante aparato de sostén, mediante el que se soporta el menudillo y se amortiguan los efectos de los choques.

IRM de los ligamentos sesamoideos distales considerados en conjunto

En un primer trabajo publicado por PARK y col. (1987), se describen, en las imágenes sagitales obtenidas *post mortem*, potenciadas en T1 mediante secuencias SE convencionales, como estructuras lineales oscuras entre la vaina digital y el tejido conectivo y vascular de la superficie palmar de la falange proximal. KLEITER y col. (1999), en otro trabajo relacionado sobre extremidades de cadáveres, afirman que, en el origen de los ligamentos sesamoideos distales, se identifica un tejido con una moderada intensidad de señal en las imágenes potenciadas en T1 SE y DP SE, que, basándose en la histología, los autores lo relacionan con la existencia de fibrocartilago en la zona; en las imágenes potenciadas en T2* GRE, esta intensidad de señal era ligeramente mayor.

H.2.1. Lig. Sesamoideum rectum. Ligamento sesamoideo distal recto o superficial.

Anatomía

Es una banda plana y algunas veces más ancha proximal que distalmente, que se inserta, proximalmente en las bases de los huesos sesamoideos y en el ligamento intersesamoideo palmar o plantar, y distalmente en el fibrocartilago complementario del extremo proximal de la falange media (SISSON, 1982); además de unir los huesos sesamoideos proximales con la falange media, posee unas fibras en el centro de su superficie palmar que lo conectan con el tendón flexor digital profundo a este nivel (SCHALLER, 1996).

IRM del ligamento sesamoideo distal recto

MURRAY y col. (2006) realizaron un estudio sobre extremidades *post mortem*, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T2* GRE con y sin supresión selectiva

de la señal grasa, T2 STIR y T1 SPGR; en él se encontraron una serie de variaciones o irregularidades en la intensidad de la señal emitida por esta estructura, que los autores achacaron a artefactos o variaciones anatómicas normales; en los cortes sagitales, un 64% de los caballos estudiados sin historia de claudicación presentaban una alta intensidad de señal a nivel de la inserción de este ligamento en el margen palmar de la segunda falange, lo que los autores relacionan con la existencia de fibrocartílagos.

DYSON y MURRAY (2007b), en un estudio realizado sobre casos clínicos, de los que no se especifica si se llevó a cabo *in vivo*, mediante un sistema de alto campo magnético, con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR, señalan que el ligamento sesamoideo distal recto tenía intensidad de señal más heterogénea y alta que la de los tendones TFDS, TFDP y extensores digitales común y lateral.

En otro trabajo posterior, realizado *ante mortem*, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T2* GRE, T1 SPGR y T2 STIR, SMITH y col. (2008b) señalan que, en las imágenes transversales, el ligamento sesamoideo distal recto tenía una forma triangular con el ápice apuntando hacia la zona dorsal de la extremidad, y una anchura aproximadamente igual a la del TFDP a ese mismo nivel. Todos los ligamentos estudiados en este trabajo presentaron un borde palmar recto bien definido y un borde dorsal irregular; la intensidad de señal aparecía heterogénea en las imágenes potenciadas en T2* GRE y homogénea en las potenciadas en T1 SPGR; cerca de un 10% de los ligamentos presentaron unos puntos menores de 1mm, de alta intensidad de señal, que variaban en su localización entre cortes, en las imágenes potenciadas en T2* GRE y T1 SPGR; estos puntos, no se deberían confundir con un incremento anormal de la intensidad de señal, pues en este caso, normalmente, dicho incremento ocupa una mayor área de sección y, además, se ve en varias secciones consecutivas. Los autores reflejaron también la existencia de una región de baja intensidad de señal uniforme, en la región axial de la zona proximal, a mitad de camino entre los dos ligamentos sesamoideos distales oblicuos, que distalmente confluía con el ligamento sesamoideo distal recto. El tejido periligamentoso se vio más claro en las imágenes potenciadas en T2* GRE y se observaba como filamentos lineales de tejido de entre baja y media intensidad de señal, que se originaban en los bordes dorsal y/o palmar del ligamento, y amplias zonas de tejido de intensidad de señal media, que se originaba tanto en el borde dorsal como en el borde palmar del mismo. En todas las imágenes sagitales, la parte proximal del

ligamento sesamoideo distal recto presentaba una intensidad de señal homogénea y los bordes bien definidos y lisos; en estos cortes, el tejido periligamentoso aparecía como anchas bandas de tejido de intensidad de señal media, que se originaban tanto en el borde palmar como en el borde dorsal; también aparecía un área pequeña y triangular de alta intensidad de señal, situada centralmente, proximal a su inserción; esto no debería confundirse con una lesión. A nivel de la mitad de la falange proximal, en los cortes transversales, el ligamento sesamoideo distal recto se presentaba con forma oval y aplanado en dirección dorsopalmar, sus bordes aparecían lisos y bien definidos en todos los casos y la intensidad de señal global era homogénea y menor que en tramos más proximales; sin embargo, un 11% de los ligamentos presentaron pequeños puntos, menores a 1mm de diámetro, con alta intensidad de señal. El tejido periligamentoso, en esta zona, consistía en bandas o filamentos lineales de entre baja y media intensidad de señal, que se originaban en el borde dorsal del ligamento sesamoideo recto, y amplias regiones de tejido de intensidad de señal media, que se originaban en el borde dorsal del ligamento o en el palmar o en ambos a la vez. En las imágenes sagitales, en esta región media del ligamento, los bordes estaban generalmente bien definidos, aunque el borde dorsal era, algunas veces, irregular. Se observó una banda amplia de tejido periligamentoso, de baja intensidad de señal, entre el ligamento sesamoideo recto y la corteza de la falange proximal. En dirección proximodistal, en la zona en la que el tejido periligamentoso tenía una menor intensidad de señal y era más estrecho, éste parecía distorsionar la orientación del ligamento, tirando de él hacia un contacto más cercano con el aspecto palmar de la falange proximal. En su parte distal, el ligamento sesamoideo recto era normalmente de forma redondeada en las imágenes transversales, aunque, en unos pocos casos, presentó forma triangular con el ápice apuntando hacia la cara palmar de la falange. En esta zona distal, todos los ligamentos estudiados presentaron los bordes bien definidos y su intensidad de señal era normalmente homogénea, aunque, como en otras porciones, en algunos casos aparecieron puntos, de diámetro menor a 1mm, con una alta intensidad de señal. A este nivel, el tejido periligamentoso aparecía como hebras lineales de entre baja y media intensidad de señal, que se originaban en el borde dorsal del ligamento sesamoideo recto, y amplias regiones de tejido de intensidad de señal media, que se originaban en el borde palmar de dicho ligamento. En las imágenes sagitales, la región distal del ligamento sesamoideo distal recto incrementaba su tamaño en dirección dorsopalmar; además, la intensidad de señal era heterogénea y se incrementaba en torno a la inserción en un 17% de los ligamentos

estudiados. En la inserción del ligamento sesamoideo distal recto en la falange media, había una pequeña región alta intensidad de señal homogénea; los puntos de alta intensidad de señal, de diámetro menor a 1mm, fueron vistos a lo largo del ligamento sólo en algunos casos (6,5%) y con una frecuencia menor (5,4%) se observaron puntos de diámetro superior a 3mm, aunque la posición de los puntos varió entre cortes. Dentro de cada individuo del grupo control de este estudio, el área de la sección transversal y la intensidad de señal eran simétricas entre los lados derecho e izquierdo, y estaban correlacionadas de forma positiva con el peso y la altura del animal; el área de la sección, en los cortes transversales, decrecía progresivamente en dirección hacia distal. En todos los caballos, había una región axial de baja intensidad de señal uniforme entre los ligamentos sesamoideos distales oblicuos en la zona proximal, lo que había sido descrito previamente como la rama o porción axial de los ligamentos sesamoideos distales oblicuos; sin embargo, en este estudio, los autores afirman que esta estructura, sistemáticamente, se fusionaba con el ligamento sesamoideo distal recto y mantienen que, por lo tanto, sería una rama accesoria del mismo.

En otro estudio realizado *post mortem* sobre extremidades aisladas, en el que se compararon imágenes obtenidas mediante bajo campo magnético (0,27T), colocadas en posición de carga con unos 450N de fuerza, y mediante alto campo magnético (1,5T), colocadas sin fuerza de carga, y en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, T2 FSE y T2 FSTIR mediante el sistema de bajo campo, e imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR mediante el sistema de alto campo, según los autores, en las imágenes transversales, el origen del ligamento sesamoideo distal recto tenía forma oval, y distalmente al origen, el borde palmar se adaptaba en su forma alrededor del contorno del margen dorsal del TFDP; por otra parte, su señal era más homogénea que la de los ligamentos sesamoideos distales oblicuos y su intensidad variaba entre baja e intermedia (SMITH y col., 2011).

H.2.2. Ligg. Sesamoidea obliqua. Ligamentos sesamoideos distales oblicuos lateral y medial o sesamoideos medios

Anatomía

Unen los huesos sesamoideos proximales con el tercio medio de la primera falange, en conjunto conforman una estructura triangular, con bordes redondeados y gruesos y una porción central delgada; su base está insertada en los huesos sesamoideos proximales y en el ligamento palmar o plantar o intersesamoideo, y su fondo mira hacia la zona rugosa triangular de la superficie palmar de la falange proximal, en la que se inserta.

IRM de los ligamentos sesamoideos distales oblicuos lateral y medial

MURRAY y col. (2009), en un estudio realizado *post mortem*, en el que se comparaba la imagen generada por un equipo de baja intensidad de campo con otro de alta intensidad, afirman que, aunque, en ambos equipos, las imágenes potenciadas en T2 y T2* tenían una intensidad de señal menor que en T1, en las imágenes de alto campo, tanto en T1 como en T2, los ligamentos tenían una intensidad de señal moderada y ligeramente heterogénea. En algunas imágenes de bajo campo potenciadas en T1 y T2*, se obtuvo una intensidad de señal asimétrica entre ambos ligamentos; sin embargo, el reposicionamiento de la extremidad o la utilización de exámenes potenciados en T2 FSE produjo imágenes con una intensidad de señal más simétrica y baja; por lo tanto, los autores entienden que estos ligamentos parecen ser susceptibles, como otras estructuras conjuntivas fibrosas densas, al artefacto de ángulo mágico.

En un trabajo posterior realizado sobre extremidades de animales vivos, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T2* GRE, T1 SPGR y T2 STIR, SMITH y col. (2008b) señalan que los ligamentos sesamoideos distales oblicuos de los caballos de su grupo control (supuestamente sanos) aparecían como dos largos triángulos, con los ápices apuntando hacia la línea media, dorsales al ligamento sesamoideo distal recto y cerca del borde palmar del tercer hueso metacarpiano; normalmente, los ligamentos sesamoideos distales oblicuos medial y lateral eran iguales en tamaño e intensidad de señal pero, en algunos caballos, bien el lateral o bien el medial era mayor (24%), o tenía una mayor intensidad de señal (27%); en la zona proximal, los bordes de los ligamentos eran poco claros, y la intensidad de señal era heterogénea a través de su longitud hasta

la inserción. El tejido periligamentoso se apreciaba como bandas finas o anchas de tejido conectadas a la superficie dorsal del ligamento sesamoideo recto. Distalmente a la articulación metacarpofalangiana, los ligamentos se volvían más pequeños y sus bordes más claros en todos los animales del grupo control, con suaves ondulaciones observadas en un 50% de ellos; el tejido periligamentoso formaba bandas de baja intensidad de señal entre los ligamentos sesamoideos distales oblicuos y el ligamento sesamoideo distal recto, y también en los extremos abaxiales de los ligamentos sesamoideos oblicuos (80% de los casos). Hacia su inserción, las ramas de los ligamentos sesamoideos distales oblicuos se unían para formar una sola estructura rectangular con bordes bien definidos y lisos, y la señal se volvía homogénea y de menor intensidad que la encontrada en las regiones central y dorsal a lo largo del borde palmar; en esta zona, las bandas de tejido periligamentoso cruzaban entre los ligamentos sesamoideos distales oblicuos y el recto (observado en un 83% de los casos del grupo control). Dentro de cada individuo del grupo control, el área de la sección transversal y la intensidad de señal eran simétricas entre los lados derecho e izquierdo, y sólo en uno de los lugares de medida que se utilizaron en este trabajo, estaban correlacionadas de forma positiva con la altura del animal únicamente. El área de la sección en los cortes transversales decrecía progresivamente en dirección distal y, en este grupo control, el ligamento sesamoideo distal oblicuo lateral presentaba mayor intensidad de señal, siendo también mayor su área. El cóndilo medial del hueso tercer metacarpiano y el hueso sesamoideo proximal medial son, habitualmente, mayores que sus contrapartes laterales, hecho que puede afectar a la biomecánica de la porción distal de la extremidad, alterando las cargas sobre los ligamentos sesamoideos distales; esto podría incrementar la compresión en el aspecto medial de la articulación aumentar la tensión en el aspecto lateral de la articulación y, por lo tanto, en el ligamento sesamoideo distal oblicuo lateral. Las diferencias en la intensidad de señal están reflejando, probablemente, una diferencia de la estructura o composición entre los ligamentos laterales y mediales, lo que podría ser adaptativo o bien reflejar cambios patológicos, ya que el incremento de intensidad de señal podría reflejar posiblemente un daño crónico asintomático. En todos los caballos aparecía una región axial, de baja intensidad de señal uniforme, entre los ligamentos sesamoideos oblicuos en la zona proximal, lo que había sido descrito previamente como la rama axial de los ligamentos sesamoideos distales oblicuos; sin embargo, en este estudio, los autores afirman que esta estructura, sistemáticamente, se fusionaba con el ligamento sesamoideo recto y, por lo tanto, sostienen que en realidad

sería una rama accesoria del mismo. En los cortes transversales, en las imágenes potenciadas en T1 SPGR y T2* GRE de los ligamentos sesamoideos distales oblicuos, al igual que en el caso del ligamento sesamoideo distal recto, en ocasiones, se observaban unos puntos de alta intensidad de señal, de diámetro menor a 1mm, que variaban en su localización según los cortes, y que no deberían confundirse con un incremento anormal de la intensidad de señal, pues en ese caso usualmente, ocuparía un mayor área de sección y, además, se vería en varias secciones consecutivas.

En otro trabajo realizado *post mortem*, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SE, T1 GRE, T2* GRE y T2 FSE, mediante un equipo de bajo campo magnético (0,27T), los autores señalan que, cuando se inclinaba la extremidad de manera que la dirección de las fibras de uno de los ligamentos sesamoideos distales oblicuos se situara, con respecto a la dirección del campo magnético principal, cerca de los 55°, se producía el efecto de ángulo mágico, dándose una marcada asimetría entre la intensidad de señal de ambos ligamentos en todas las potenciaciones y secuencias utilizadas, excepto en las imágenes T2 FSE, en las que esta asimetría era casi inaparente, es decir, que la alteración más pequeña en la relación entre las intensidades de señal de ambos ligamentos sesamoideos distales oblicuos se dio en las imágenes potenciadas en T2 FSE. En los cortes transversales, con la extremidad colocada con su eje longitudinal paralelo al vector del campo magnético principal, cuando, teóricamente, no se producía el efecto de ángulo mágico, los ligamentos tenían un patrón fascicular de intensidad de señal intermedia y simétrica entre ambos, y los márgenes estaban claramente definidos por los tejidos limitantes de alta intensidad de señal; sin embargo, en esta posición, en un 25% de las extremidades, se observó una asimetría moderada en la intensidad de señal de ambos ligamentos; para los autores, es probable que el incremento de la intensidad de señal visto en el aspecto proximal de los ligamentos sesamoideos distales oblicuos sea debido en parte, al artefacto del ángulo mágico, y en parte a la divergencia de las fibras y el artefacto de volumen parcial; sin embargo, un menor incremento de intensidad de señal, visto en las porciones distales de los ligamentos sesamoideos distales oblicuos, probablemente se deba al efecto del ángulo mágico únicamente. También se observó una asimetría, en el área de sección de los ligamentos sesamoideos distales oblicuos, en el 24% de los caballos control de este trabajo (SMITH y col., 2008b).

DYSON y MURRAY (2007b) llevaron a cabo un estudio de casos clínicos, de los que no especifica si se hicieron *in vivo*, mediante un sistema de alto campo magnético, con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR, y en él señalan que los ligamentos sesamoideos distales oblicuos tenían una intensidad de señal más heterogénea y alta que la de los tendones FDS, FDP y extensores digitales común y lateral.

En otro estudio posterior realizado *post mortem*, sobre extremidades aisladas, en el que se compararon imágenes obtenidas mediante bajo campo magnético (0,27T), colocadas en posición de carga con unos 450N de fuerza, y mediante alto campo magnético (1,5T), colocadas sin fuerza de carga, y en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, T2 FSE y T2 FSTIR mediante el sistema de bajo campo, e imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR mediante el sistema de alto campo, según sus autores, en las imágenes transversales, los orígenes de los ligamentos sesamoideos distales oblicuos tenían forma triangular y una señal heterogénea debido a su estructura fascicular; su intensidad de señal era generalmente intermedia, tanto en las imágenes de alto, como en las de bajo campo; sin embargo, en el origen, la apariencia de estos ligamentos era diferente en uno y otro equipo: en las imágenes de alto campo, aparecían con una intensidad de señal intermedia, mientras que, en las de bajo campo, aparecían con una intensidad de señal alta; para los autores, esto se debe probablemente a que los ligamentos están sujetos a un artefacto de ángulo mágico en la posición de carga de peso. Estos ligamentos se observaron con márgenes claros en las imágenes de alto campo, debido a la grasa de alta intensidad de señal, y a la proximidad de sus límites; en las imágenes de bajo campo, en los cortes transversales de todas las extremidades estudiadas, fueron visibles, pero de forma menos marcada; sin embargo, hacia los aspectos abaxiales de todas las extremidades, los orígenes de los ligamentos sesamoideos distales oblicuos estuvieron más claramente definidos en los cortes sagitales de las imágenes de bajo campo; los autores observaron también sutiles líneas de alta intensidad de señal dentro de los ligamentos sesamoideos distales oblicuos (SMITH y col., 2011).

H.2.3. Ligg. Sesamoidea cruciata. Ligamentos sesamoideos distales cruzados o profundos

Anatomía

Son dos y unen los huesos sesamoideos proximales con el tercio proximal de la primera falange; están formados por dos capas de fibras que nacen en la base de los huesos sesamoideos, se cruzan uno con otro, y terminan en la eminencia palmar o plantar opuesta del extremo proximal de la primera falange.

IRM de los ligamentos sesamoideos distales cruzados

DYSON y MURRAY (2007b), en un estudio realizado sobre casos clínicos, suponemos que *in vivo*, mediante un sistema de alto campo magnético, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR, señalan que los ligamentos sesamoideos distales cruzados tenían una intensidad de señal más heterogénea y alta que la de los tendones FDS, FDP y extensores digitales común y lateral.

Posteriormente, en otro trabajo realizado por SMITH y col. (2008b) sobre extremidades de animales vivos, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T2* GRE, T1 SPGR y T2 STIR, se señala que, en los cortes transversales, en la zona proximal, los ligamentos sesamoideos distales cruzados aparecían como una única estructura en forma de tira acampanada; en general, los bordes palmar y dorsal de los ligamentos estaban bien definidos, sin embargo, los bordes medial y lateral no estaban claros; la intensidad de señal era homogénea, y mayor en el centro que en los bordes palmar y dorsal, a lo largo de la longitud del ligamento, y había un poco de tejido periligamentoso en la prolongación proximal de los ligamentos. El grosor dorsopalmar de los ligamentos decrecía desde sus aspectos proximales hasta los distales, y los ligamentos se presentaban como una estructura única, oval y acampanada en dirección dorsopalmar, con una profundidad superior a 2mm en esa dirección; sin embargo, en algunas extremidades del grupo control (17%), los ligamentos sesamoideos distales cruzados aparecían tan gruesos como el ligamento sesamoideo distal recto en dirección dorsopalmar. Los bordes palmar y dorsal estaban bien definidos en la mayoría de las extremidades, aunque en ocasiones (35% de los casos) eran irregulares; el tejido periligamentoso aparecía como finas bandas discurriendo entre los ligamentos

sesamoideos distales cruzados y el ligamento sesamoideo distal recto en el 67% de los casos control. Los ligamentos sesamoideos distales cruzados fueron difíciles de distinguir del ligamento sesamoideo recto en algunas extremidades (8,6%). A nivel de la inserción proximal de los ligamentos sesamoideos distales cruzados, las dos ramas emergen como triángulos separados que se insertan en el borde palmar de la falange proximal, siendo ésta irregular en el lugar de la inserción, con un borde liso más externo a la corteza, pero fino y con bandas de baja intensidad de señal extendiéndose desde el interior cortical. Dentro de cada individuo del grupo control, el área de la sección transversal y la intensidad de señal eran simétricas entre los lados derecho e izquierdo, y estaban correlacionadas de forma positiva sólo con el peso del animal.

En otro estudio *post mortem* realizado sobre extremidades aisladas, en el que se compararon imágenes obtenidas mediante bajo campo magnético (0,27T), colocadas las extremidades en posición de carga con unos 450N de fuerza, y mediante alto campo magnético (1,5T), colocadas sin fuerza de carga, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, T2 FSE y T2 FSTIR mediante el sistema de bajo campo, e imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR mediante el sistema de alto campo, según los autores, en las imágenes transversales potenciadas en T2* GRE, en la zona inmediatamente distal a la articulación metacarpofalangiana, tanto con el sistema de bajo campo como con el de alto, el fluido sinovial presente cerca de los márgenes dorsales de los ligamentos sesamoideos distales cruzados ayuda a diferenciar la apariencia de la intersección oblicua, con intensidad de señal intermedia, de los mismos. En las imágenes obtenidas mediante el sistema de bajo campo, los ligamentos cruzados se visualizaron mejor en los cortes sagitales, apareciendo como estructuras homogéneas de entre baja e intermedia intensidad de señal; con este sistema, fueron visibles y con unos márgenes nítidos en 14 de las 20 extremidades, y visibles, pero con los límites confusos, en las otras 6 (SMITH y col., 2011).

H.2.4. Ligg. Sesamoidea brevia. Ligamentos sesamoideos distales cortos

Anatomía

También son dos y unen los huesos sesamoideos proximales con la primera falange, formando parte de la región palmar de la cápsula articular de la articulación del menudillo; se ven profundamente al abrir la articulación dorsalmente y rechazar los huesos sesamoideos palmar o plantarmente; se hallan cubiertos por la membrana

sinovial y se trata de dos bandas cortas que se extienden desde la parte dorsal de la base de los huesos sesamoideos proximales hasta el borde palmar o plantar de la superficie articular de la primera falange.

IRM de los ligamentos sesamoideos distales cortos

DYSON y MURRAY (2007b), en un trabajo realizado mediante un sistema de alto campo magnético, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR, señalan que los ligamentos sesamoideos distales cortos tenían una intensidad de señal más heterogénea y alta que la de los tendones FDS, FDP y extensores digitales común y lateral.

H.3. Ligg. Sesamoidea collateralia. Ligamentos sesamoideos proximales colaterales medial y lateral

Anatomía

Unen abaxialmente los huesos sesamoideos proximales y la terminación distal del tercer metacarpiano o metatarsiano; surgen de la superficie abaxial de cada hueso sesamoideo, pasan dorsalmente y se dividen en dos ramas, una que termina en la depresión que existe en el extremo distal del metacarpiano o metatarsiano III y otra en la eminencia existente sobre la extremidad proximal de la primera falange; están parcialmente cubiertos por las ramas del ligamento suspensor o sesamoideo superior.

H.4. Lig. Palmaria. Ligamento palmar, intersesamoideo o intersesamoideo palmar

Anatomía

Une entre sí ambos huesos sesamoideos proximales.

IRM del ligamento intersesamoideo palmar

En las imágenes obtenidas *post mortem*, potenciadas en T1 mediante secuencias convencionales SE, PARK Y col. (1987) observan que su porción proximal poseía una parte externa de baja intensidad de señal y un centro de alta intensidad. Estos autores lo achacaron a la existencia de fibrocartílago y tejido conectivo denso en la superficie y tejido conectivo menos denso en el centro.

En otro estudio realizado *post mortem* sobre extremidades aisladas, en el que se compararon imágenes obtenidas mediante bajo campo magnético (0,27T), colocadas las extremidades en posición de carga con unos 450N de fuerza, y mediante alto campo magnético (1,5T), colocadas sin fuerza de carga, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, T2 FSE y T2 FSTIR mediante el sistema de bajo campo, e imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR mediante el sistema de alto campo, el ligamento intersesamoideo presentaba una señal heterogénea, de intensidad intermedia, con pequeñas áreas focales de intensidad de señal entre intermedia y alta en las imágenes potenciadas en T2* GRE, tanto en el equipo de bajo como en el de alto campo magnético, situadas entre los huesos sesamoideos y proximales a éstos en los cortes sagitales. Este ligamento era visible con límites claros en las imágenes de bajo campo de todas las extremidades, aunque, debido al grosor de corte, con este sistema, parte de los huesos sesamoideos proximales estaban presentes en los cortes de esta estructura (SMITH y col., 2011).

**H.5. Lig. Metacarpointersesamoideum y Lig. Metatarsointersesamoideum.
Ligamento metacarpointersesamoideo y metatarsointersesamoideo**

Anatomía

Es un pequeño ligamento que une el ligamento intersesamoideo palmar a la región distopalmar del tercer metacarpiano o metatarsiano; no sólo llena el espacio que existe entre el metacarpiano o metatarsiano III y los huesos sesamoideos proximales y une esos huesos, sino que se extiende proximalmente y entra a formar parte de la superficie articular de la articulación del menudillo.

**H.6. Lig. Metacarpeum transversum superficialeolig. Anulare palmare.
Ligamento metacarpiano transverso superficial o anular palmar o plantar**

Anatomía

Es un refuerzo de la fascia metacarpofalangiana en su superficie palmar, está orientado transversalmente y posee una parte superficial y otra profunda; según SÁNCHEZ-VALLE (2008) se trata de un retináculo que va desde la cara palmar o plantar abaxial de un hueso sesamoideo proximal hasta la correspondiente del otro.

IRM del ligamento metacarpiano transverso superficial o anular palmar o plantar

En un estudio realizado *post mortem* sobre extremidades aisladas, en el que se compararon imágenes obtenidas mediante bajo campo magnético (0,27T), colocadas en posición de carga con unos 450N de fuerza, y mediante alto campo magnético (1,5T), colocadas sin fuerza de carga, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, T2 FSE y T2 FSTIR mediante el sistema de bajo campo, e imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR mediante el sistema de alto campo, según los autores, en las imágenes potenciadas en T2* GRE, tanto de alto como de bajo campo, en los cortes transversales, justo proximales a la articulación metacarpofalangiana, este ligamento daba lugar a una intensidad de señal intermedia. En este estudio se observó, en todas las potenciaciones utilizadas, como una estructura fina, de menos de 2mm de grosor, de baja intensidad de señal, que era visible con márgenes claros en todas las imágenes de alto campo, y en 18 de las 20 extremidades estudiadas con el equipo de bajo campo, viéndose solamente con márgenes confusos en dos de ellas (SMITH y col., 2011).

H.7. Ligg. Collateralia. Ligamentos colaterales medial y lateral de la articulación metacarpofalangiana o metatarsofalangiana

Anatomía

Cada uno posee dos porciones o capas, la superficial y la profunda, yunen la base de la falange proximal con la terminación distal del tercer metacarpiano; la superficial, nace en las eminencias existentes a cada lado del extremo distal del metacarpiano o metatarsiano III, y pasa recta hasta la zona rugosa distal del borde de la superficie articular proximal de la primera falange, y la profunda, más corta y mucho más fuerte, que surge de las depresiones que existen sobre los lados del extremo distal del hueso metacarpiano o metatarsiano III y discurre oblicua, distal y palmar o plantarmente, para insertarse en las superficies abaxiales de los huesos sesamoideos y el extremo proximal de la falange proximal.

IRM de los ligamentos colaterales de la articulación metacarpofalangiana o metatarsofalangiana

MURRAY y col. (2009), en un estudio realizado *post mortem*, en el que se comparaba la imagen generada por un equipo de baja intensidad de campo con otro de alta intensidad, afirman que estos ligamentos, en condiciones normales, en las potenciaciones T1, T2, T2* y T2 STIR, tienen una intensidad de señal baja y apariencia similar, tanto en las imágenes obtenidas mediante bajo campo como en las de alto campo.

En un trabajo realizado *ante mortem*, con un equipo de bajo campo magnético (0,27T), en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, T2 GRE con supresión de la señal grasa y T2 Fast STIR, los autores afirman que existía un pobre contraste entre los ligamentos colaterales y los tejidos periligamentosos, lo que se podría deber a artefactos de movimiento, lesiones en estos tejidos periligamentosos que podrían reducir la definición de los ligamentos, o al inferior contraste inherente de las secuencias de la familia GRE para los tejidos blandos (SHERLOCK y col., 2009).

En otro estudio realizado *post mortem*, sobre extremidades aisladas, en el que se compararon imágenes obtenidas mediante bajo campo magnético (0,27T) colocadas las extremidades en posición de carga con unos 450N de fuerza, y mediante alto campo magnético (1,5T), colocadas sin fuerza de carga, utilizando potenciaciones en T1 GRE, T2* GRE, T2 FSE y T2 FSTIR, mediante el sistema de bajo campo, y en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR, mediante el sistema de alto campo, según los autores, los ligamentos colaterales de esta articulación presentaban una señal homogénea de baja intensidad con márgenes categorizados como visibles y claros en 15 extremidades, debido, esto último, a la presencia de fluido sinovial en sus aspectos axiales y, en sus aspectos abaxiales, al tejido subcutáneo y la fascia, ambos de intensidad de señal intermedia; por el contrario, en las imágenes de bajo campo magnético, estos ligamentos aparecían con márgenes confusos en 5 extremidades. Sus componentes superficiales eran más gruesos y largos que sus componentes más profundos y oblicuos, y el tejido óseo cortical en los lugares de origen e inserción, tanto en su superficie externa como interna, eran liso y regular (SMITH y col., 2011).

H.8. Ligamentos del espolón metacarpianos o metatarsianos: lateral y medial

Anatomía

Tienen poca entidad, transcurren por el subcutáneo y unen el tejido dérmico subyacente al espolón córneo con los aspectos lateral y medial de la primera falange.

H.9. Ligg. Metacarpea dorsalia. Ligamentos metacarpianos dorsales

Anatomía

Son los ligamentos interóseos entre los huesos metacarpianos o metatarsianos y consisten en dos bandas fibrosas que mantienen unidos los metacarpianos o metatarsianos II y IV con el metacarpiano o metatarsiano III.

IRM de los ligamentos interóseos metacarpianos

En un trabajo realizado *post mortem*, con equipos de alto (1,5T) y bajo campo (0,27T), en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR con el equipo de alto campo y en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE y T2 STIR FSE con el equipo de bajo campo, según los autores, los ligamentos interóseos entre el segundo y el tercero y entre el tercer y el cuarto metacarpianos presentaban una intensidad de señal intermedia heterogénea, y su alineamiento fibrilar fue mejor evaluado en los cortes transversales. En sus aspectos proximales, en ocasiones, las fibras estaban entremezcladas con zonas de alta intensidad de señal procedentes del fluido sinovial de la articulación carpometacarpiana (NAGY y DYSON, 2009).

H.10. Lig. Accesorium. Ligamento accesorio del TFDP del miembro torácico, ligamento frenador distal o brida carpiana

Anatomía

Es la continuación fibrosa de los ligamentos palmares del carpo, que acaba uniéndose al tendón del músculo flexor digital profundo, del que se considera su cabeza carpiana.

IRM del ligamento accesorio del TFDP del miembro torácico

En un estudio retrospectivo realizado sobre animales vivos, utilizando imágenes potenciadas en DP y T2 en las que no se especificaba el tipo de secuencia utilizada, e imágenes potenciadas en T2 obtenidas mediante la secuencia STIR, se describió el ligamento accesorio de este tendón como una estructura de baja intensidad de señal homogénea en todas las secuencias. En las imágenes transversales, el aspecto distal del ligamento accesorio tiene forma de media luna, y envuelve el la cara dorsal del TFDP; este ligamento accesorio se extiende proximalmente más allá de su inserción en el tercer hueso carpiano y, en esta zona, su intensidad de señal global aumenta a moderada; y se puede decir que este aumento se produce aproximadamente a partir de su inserción en el hueso tercer metacarpiano. Las secuencias transversales potenciadas en DP fueron las más útiles para la determinación de la forma y las alteraciones de la señal, proporcionando un buen detalle anatómico con una mínima interferencia del artefacto de flujo de los vasos (BROKKEN y col., 2007).

En un trabajo realizado *post mortem*, con equipos de alto (1,5T) y bajo campo (0,27T), en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR con el equipo de alto campo y en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE y T2 STIR FSE con el equipo de bajo campo, según los autores, en T1 y T2* GRE, el ligamento accesorio, a nivel de la articulación carpometacarpiana, tiene una intensidad de señal intermedia y heterogénea, márgenes poco definidos, y se localiza ligeramente dorsolateral al TFDP; distalmente, los márgenes se tornan mejor definidos y la intensidad de señal más homogénea, siendo entre baja e intermedia, tanto en T1 como en T2* GRE de alto campo, y siempre mayor que la que presentan el TFDS y el TFDP. En las imágenes obtenidas mediante el sistema de bajo campo magnético, el ligamento accesorio del TFDP presenta una intensidad de señal intermedia y heterogénea en T1 y T2* GRE, y baja intensidad de señal en DP SE, T2 FSE y T2 STIR. En un alto porcentaje de los caballos estudiados (70%), había bandas oblicuas de intensidad de señal intermedia en las imágenes sagitales obtenidas mediante el equipo de alto campo, claramente identificables en T1 SPGR, T2* GRE y también en T2 STIR; como resultado de la existencia de estas bandas, en los cortes transversales, el ligamento accesorio presentaba una intensidad de señal homogénea o heterogénea, dependiendo de la localización de dichas bandas; sin embargo, con el equipo de bajo campo, dichas

bandas sólo pudieron ser claramente identificadas en un 10% de los caballos estudiados, y lo que se podía observar en el resto de los animales estudiados mediante el sistema de bajo campo era de una apariencia heterogénea variable. Cuando se comparaba directamente con las imágenes de alto campo en la misma localización, el área de mayor intensidad de señal en la imagen de bajo campo correspondía con la localización de las bandas oblicuas de la imagen de alto campo; en este sistema de bajo campo, cuando las bandas estuvieron presentes en T1 y T2* GRE, también pudieron identificarse en las imágenes obtenidas mediante secuencias SE, e incluso en la STIR, aunque en esta última, un poco peor; en estos casos, fue en las secuencias SE (a excepción de la STIR) en las que más claramente se vieron, incluidas las secuencias FSE. En las imágenes obtenidas mediante el sistema de bajo campo, el ligamento suspensor del menudillo tenía una intensidad de señal intermedia y ligeramente hipointensa, en relación con la intensidad de señal del ligamento accesorio del TFDP. En todos los caballos estudiados se identificaron haces de tejido conjuntivo de baja intensidad de señal entre el ligamento suspensor del menudillo y el ligamento accesorio del TFDP; pero, a 1cm distalmente al nivel donde se unían las fibras originadas en el ligamento carpiano palmar y las procedentes del hueso tercer carpiano, el ligamento suspensor del menudillo y el accesorio estaban claramente separados. Los autores, finalmente, destacan en su trabajo que existe una gran variación individual en la apariencia, bajo IRM, del ligamento accesorio del TFDP, pues en él aparecen bandas de intensidad de señal intermedia que lo atraviesan en direcciones oblicuas en los cortes sagitales, y señalan que estas bandas también se observaron en las imágenes potenciadas en T2 FSE y que, debido a que esta secuencia tiene un TE más largo que las otras utilizadas en este estudio, debería ser menos susceptible de sufrir el efecto del artefacto de ángulo mágico, lo que sugiere que estas bandas estarían relacionadas con algunas diferencias en la estructura interna del ligamento accesorio en comparación con otros ligamentos y tendones; estas bandas tenían una intensidad de señal intermedia en todas las potenciaciones obtenidas y secuencias utilizadas en este estudio, incluida la STIR, lo que dificulta su diferenciación de una lesión, y más si cabe en los equipos de bajo campo, en los que los grosores de corte son mayores (NAGY y DYSON, 2009).

En otro estudio realizado también *post mortem*, éste sobre extremidades aisladas de caballos mayores de 3 años, en el que se utilizó un equipo de RM de alto campo (1,5T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE Y T2

FSTIR, y un equipo de RM de bajo campo (0,27T) en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE Y T2 FSTIR, el ligamento accesorio del TFDP, que es una continuación distal del ligamento palmar del carpo y tiene fibras que se originan en el aspecto palmar del tercer y cuarto huesos carpianos, a nivel de la fila distal de los huesos del carpo, daba lugar a una señal heterogénea de intensidad baja a intermedia, y sus márgenes estaban escasamente definidos (NAGY y DYSON, 2011).

H.11. Lig. Accesorium. Ligamento accesorio del TFDP del miembro pelviano, brida subtarsiana o banda moderadora

Anatomía

Se considera la continuación fibrosa del ligamento plantar del tarso, que termina uniéndose al tendón del músculo flexor digital profundo, considerándose su cabeza tarsiana; se origina en la epífisis proximal del metatarso y se une al tendón común flexor digital profundo a nivel del tercio medio de la caña.

IRM del ligamento accesorio del TFDP del miembro pelviano

Pese a que algunos estudios en que se describía el ligamento accesorio del TFDP se han realizado sobre extremidades tanto anteriores como posteriores (BROKKEN y col., 2007), no hemos encontrado, en toda la bibliografía revisada, ninguna referencia explícita al ligamento accesorio del TFDP de la extremidad posterior; todos los estudios de los que tenemos conocimiento, en que se describía el ligamento accesorio del TFDP, se referían al de la extremidad anterior.

H.12. Ligamentos del carpo

Anatomía

H.12.1. Lig. Collaterale mediale. Ligamento carpiano colateral medial

Recuerda al lateral, pero es más fuerte y ancho distalmente; está unido proximalmente a la apófisis estiloides medial del radio y termina distalmente en el extremo proximal de los metacarpianos III y II. Sus fascículos profundos están unidos al radio y al segundo hueso carpiano; el primer hueso del carpo, cuando está presente, por lo general se halla embutido en la parte palmar del extremo distal del ligamento, y la

parte palmar de este se fusiona con el retináculo flexor (ligamento transverso del carpo) y contribuye a la formación de un canal por el que se desliza el tendón del músculo flexor carporadial.

H.12.2. Lig. Collaterale laterale. Ligamento carpiano colateral lateral

Está insertado proximalmente en la apófisis estiloides lateral del radio y su parte superficial larga está unida distalmente al extremo proximal del IV metacarpiano, aunque algunas fibras se insertan sobre el III metacarpiano. Un canal que permite el paso del tendón extensor digital lateral, separa la parte superficial de la banda profunda y corta, que se inserta en el hueso carpocubital.

IRM de los ligamentos colaterales del carpo

En un trabajo realizado *post mortem*, sobre extremidades aisladas de caballos mayores de 3 años, en el que se utilizó un equipo de RM de alto campo (1,5T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE Y T2 FSTIR, y un equipo de RM de bajo campo (0,27T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE Y T2 FSTIR, los ligamentos colaterales del carpo generaban una señal heterogénea, de intensidad baja y con los márgenes ligeramente irregulares o mal definidos; estos ligamentos tienen componentes superficiales y profundos, que corren en direcciones ligeramente oblicuas y que no pudieron distinguirse claramente, únicamente pudieron verse las fibras, corriendo en direcciones diferentes, en las imágenes coronales (NAGY y DYSON, 2011).

IRM del ligamento colateral lateral del carpo

En un estudio realizado *post mortem*, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SE, con secuencias diseñadas para su posterior tratamiento tridimensional, tras inyectar contraste de gadolinio intraarticular, se describió una estructura, compatible con la rama profunda del ligamento colateral lateral, que se visualizaba hipointensa (GETMAN y col., 2007).

En otro trabajo posterior realizado también *post mortem*, con equipos de alto (1,5T) y bajo campo (0,27T), en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR con el equipo de alto campo y en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE y T2 STIR FSE con el equipo de bajo campo, este ligamento, que se inserta

en la base del cuarto hueso metacarpiano, cerca de esta inserción, en las imágenes transversales, poseía una intensidad de señal baja y una forma alargada (NAGY y DYSON, 2009).

En otro trabajo realizado *post mortem*, también sobre extremidades aisladas de caballos mayores de 3 años, en el que se nuevamente utilizó un equipo de RM de alto campo (1,5T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE Y T2 FSTIR, y un equipo de RM de bajo campo (0,27T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE Y T2 FSTIR, el ligamento colateral lateral del carpo aparecía estrecho cerca del origen y más ancho distalmente; el pequeño tendón extensor digital lateral discurría bajo el ligamento colateral lateral y no siempre pudo ser distinguirse claramente (NAGY y DYSON, 2011).

IRM del ligamento colateral medial del carpo

En un trabajo realizado *post mortem*, con equipos de alto (1,5T) y bajo campo (0,27T), en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR, con el equipo de alto campo, y en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE y T2 STIR FSE, con el equipo de bajo campo, según los autores, este ligamento, que se inserta en la base del segundo hueso metacarpiano, cerca de esta inserción, en las imágenes transversales, poseía una forma alargada y una baja intensidad de señal (NAGY y DYSON, 2009).

En otro trabajo posterior realizado *post mortem*, también sobre extremidades aisladas de caballos mayores de 3 años, en el que se utilizó nuevamente un equipo de RM de alto campo (1,5T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE Y T2 FSTIR, y un equipo de RM de bajo campo (0,27T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE Y T2 FSTIR, el ligamento colateral medial era redondeado proximalmente y se volvía más estrecho y más ovalado distalmente (NAGY y DYSON, 2011).

H.12.3. Ligamento carpiano palmar

Anatomía

Constituye la pared dorsal del canal carpiano (*canalis carpi*) y se continúa hasta su inserción en el tendón del flexor digital profundo como ligamento accesorio o brida carpiana.

IRM del ligamento carpiano palmar o palmar del carpo

En un trabajo realizado *post mortem*, sobre extremidades aisladas de caballos mayores de 3 años, en el que se utilizó un equipo de RM de alto campo (1,5T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE Y T2 FSTIR, y un equipo de RM de bajo campo (0,27T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE Y T2 FSTIR, el ligamento palmar del carpo, que se origina en el aspecto distal y caudal del radio y forma la pared dorsal del canal carpiano, donde más fácilmente se identificó fue en las imágenes de cortes sagitales del equipo de alto campo magnético, y presentaba una señal homogénea de intensidad entre baja e intermedia (NAGY y DYSON, 2011).

H.12.4. Ligamento intercarpiano palmar lateral

Anatomía

Se origina en el aspecto medial, palmar y distal del hueso carpocubital, y se inserta en el aspecto medial, palmar y proximal del cuarto carpiano y en el aspecto lateral, palmar y proximal del tercer carpiano (GETMAN y col., 2007).

IRM del ligamento intercarpiano palmar lateral

En un trabajo realizado *post mortem* con imágenes potenciadas en T1 SE, con secuencias diseñadas para su posterior tratamiento tridimensional, tras inyectar contraste de gadolinio intraarticular, aparecía como una estructura nítida e hipointensa (GETMAN y col., 2007).

H.12.5. Otros ligamentos especiales del carpo

Anatomía

Han sido descritos otros ligamentos especiales, pero algunos de ellos no pueden considerarse como funcionales.

H.12.5.1. Ligamentos intercarpianos

Son un número no determinado de ligamentos cortos que conectan dos o más huesos adyacentes; de estos, sólo vamos a describir los principales:

- Entre el radio y la primera fila del carpo.
 - Oblicuo palmar desde el carporracial al radio.

Es un ligamento oblicuo que pasa desde la eminencia de la superficie palmar del hueso carporracial hasta una pequeña depresión de la zona lateral del radio, medial a su carilla articular para el hueso carpiano accesorio.

- Entre los huesos de la primera fila del carpo.
 - Ligamentos dorsales transversos.

Los huesos de la fila proximal del carpo están conectados por dos pequeños ligamentos dorsales, que son transversales en cuanto a su dirección.

- Ligamentos interóseos.
 - Entre los huesos de la segunda fila del carpo.

Los huesos de la fila distal están conectados por cuatro ligamentos:

- Ligamentos transversos dorsales.
- Ligamentos interóseos.

H.12.5.2. Ligamentos asociados al hueso accesorio del carpo

El hueso carpiano accesorio está conectado con los huesos adyacentes por cuatro ligamentos, y todos ellos transmiten la acción de los músculos que están insertados en el hueso carpiano accesorio.

- *Lig. Accessorioulnare, pisoulnare.* Ligamento accesorio cubital, pisocubital.

Es una banda corta que se extiende desde el borde dorsal del hueso, y del surco situado en su cara lateral, hasta el extremo distal del radio, palmarmente al surco que existe para el paso del tendón del extensor digital lateral.

- *Lig. Accessoriocarpoulnare, pisotriquetum.* Ligamento accesorio carpocubital, pisopiramidal.

Es una banda medial que conecta el hueso accesorio con el carpocubital.

- *Lig. Accessorioquartale, pisohamatum.* Ligamento accesorio cuartal, pisoganchoso.

Está formado por una fuerte banda que pasa desde el borde distal del accesorio hasta el IV carpiano.

- *Lig. Accessoriometacarpeum, pisometacarpeum.* Ligamento accesorio metacarpiano o pisometacarpiano.

Está formado por una fuerte banda que pasa desde el borde distal del accesorio hasta el extremo proximal del IV metacarpiano.

H.12.5.3. Ligamentos entre la segunda fila, el radio y el cúbito

- Ligamentos de la cara palmar.

Dos ligamentos conectan el radio y el cúbito con la fila distal: el ligamento medial, que une el radio al II y III carpianos, y el ligamento lateral, que une el cúbito al III y IV carpianos.

H.12.5.4. Ligamentos carpometacarpianos

- Ligamentos oblicuos dorsales.

Conectan el tercer carpiano con el gran metacarpiano.

- Ligamentos interóseos.

Pasan distalmente, desde el ligamento interóseo de la fila distal al extremo que existe en la depresión de las superficies opuestas de las extremidades proximales de los huesos metacarpianos.

- Ligamentos palmares.

Conectan los huesos tercero y segundo del carpo con el metacarpo.

IRM de los otros ligamentos especiales del carpo

IRM del ligamento oblicuo que une radio al hueso carporradial

En el trabajo realizado por NAGY y DYSON (2011), sobre extremidades de cadáveres aisladas de caballos mayores de 3 años, en el que se utilizó un equipo de RM de alto campo (1,5T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE Y T2 FSTIR, y un equipo de RM de bajo campo (0,27T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE Y T2 FSTIR, los autores visualizaron un fuerte ligamento radiocarpiano, que corría desde el aspecto distal plamar lateral del radio hasta el aspecto medial palmar proximal del hueso carporradial, dentro de la articulación antebraquiocarpiana; éste tenía una intensidad de señal intermedia, tanto en imágenes de bajo como de alto campo, y tanto en las potenciadas en T1 como en las de T2*, viéndose mejor en los cortes coronales, aunque pudo ser identificado también en los cortes sagitales y transversales.

IRM de los ligamentos intercarpianos transversos

En el trabajo realizado *post mortem*, sobre extremidades aisladas de caballos mayores de 3 años, en el que se utilizó un equipo de RM de alto campo (1,5T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE Y T2 FSTIR, y un equipo de RM de bajo campo (0,27T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE Y T2 FSTIR, los ligamentos intercarpianos

transversos tenían una intensidad de señal intermedia en todas las secuencias utilizadas. En las imágenes de alto campo, el patrón fibrilar pudo ser evaluado y, en algunos de estos ligamentos, las fibras estaban intercaladas con fluido sinovial que presentaba una alta intensidad de señal en las imágenes potenciadas en T2* GRE y T2 STIR. En las imágenes de bajo campo, fueron difíciles de diferenciar del fluido sinovial y, dentro de esta dificultad, se evaluaron mejor en las imágenes potenciadas en T2 FSE y T2 FSTIR. En una de las extremidades estudiadas se observó una leve irregularidad en las superficies corticales externa e interna en el lugar de inserción del ligamento intercarpiano transversal medial en el hueso carporadial (NAGY y DYSON, 2011).

IRM de los ligamentos carpometacarpianos palmares

En un trabajo realizado *post mortem*, con equipos de alto (1,5T) y bajo campo (0,27T), en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR con el equipo de alto campo, y en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE y T2 STIR FSE con el equipo de bajo campo, se cita que aparecen dos pequeños ligamentos en el aspecto palmar de la articulación carpometacarpiana; uno medial, que se origina entre el segundo y tercer hueso carpianos y se inserta entre el tercer hueso metacarpiano y la base del segundo, y otro lateral que se origina entre el tercer y el cuarto huesos carpianos y se insertaba entre el tercer metacarpiano y la base del cuarto. Estos ligamentos tenían una intensidad de señal intermedia en todas las secuencias de pulso utilizadas, su patrón fibrilar se pudo evaluar bien solamente en las imágenes obtenidas mediante sistemas de alto campo potenciadas en T1 y T2* y, debido a que la mayor parte de sus fibras estaban orientadas proximodistalmente, solamente en los cortes sagitales y coronales (NAGY y DYSON, 2009 y 2011).

IRM de otros ligamentos palmares cortos de las articulaciones medio carpiana y carpometacarpiana

En un estudio realizado *post mortem*, sobre extremidades aisladas de caballos mayores de 3 años, en el que se utilizó un equipo de RM de alto campo (1,5T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 FSTIR, y un equipo de RM de bajo campo (0,27T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE Y T2 FSTIR, fueron visualizados una serie de ligamentos palmares cortos entre las filas proximal y distal de los huesos del carpo, y entre la fila distal y los huesos metacarpianos; estos pequeños ligamentos palmares

cortos no estuvieron siempre claramente definidos o no pudieron ser diferenciados unos de los otros, lo que podría estar relacionado con variaciones anatómicas entre caballos o con ligeras diferencias en la orientación de los planos coronales (NAGY y DYSON, 2011).

IRM de los ligamentos intercarpianos palmares lateral y medial

En el trabajo realizado *post mortem*, sobre extremidades aisladas de caballos mayores de 3 años, en el que se utilizó un equipo de RM de alto campo (1,5T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE Y T2 FSTIR, y un equipo de RM de bajo campo (0,27T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE Y T2 FSTIR, los autores señalan la existencia de unos ligamentos que denominan “intercarpianos palmares lateral y medial”, sin embargo, basándonos en los datos anatómicos obtenidos en esta revisión, no hemos podido relacionarlos con ninguna de las estructuras ligamentosas de las descritas en el carpo; estos ligamentos tenían una intensidad de señal entre intermedia y alta en las secuencias aquí utilizadas, y pudieron ser identificados solamente en las imágenes transversales y coronales (NAGY y DYSON, 2011).

H.13. Ligamentos del tarso

Anatomía

H.13.1. Ligamentos comunes

H.13.1.1. Lig. Collaterale mediale. Ligamento colateral medial

El ligamento colateral medial consta de dos partes que se cruzan entre sí:

H.13.1.1.1. Ligamento colateral medial largo

Es superficial, procede de la parte caudal del maléolo tibial medial, llega a ser más ancho distalmente y se une a la tuberosidad distal del astrágalo, a la superficie de los huesos tarsianos distales, a los que cubre, y al tercer y segundo metatarsianos.

H.13.1.1.2. Ligamento colateral medial corto

Está cubierto en gran parte por el largo, se extiende desde la parte craneal del maléolo tibial medial, discurre plantar y algo distalmente y se divide en dos ramas; una

que termina en la tuberosidad proximal de la superficie medial del astrágalo y otra en el sustentaculum tali.

H.13.1.2. Lig. Collaterale laterale. Ligamento colateral lateral

El ligamento colateral lateral también está formado por dos bandas distintas que se cruzan entre sí:

H.13.1.2.3. Ligamento colateral lateral largo

Es superficial, nace en la parte caudal del maléolo tibial lateral, se dirige casi vertical distalmente y se inserta en el calcáneo, el cuarto tarsiano y en el tercer y cuarto metatarsianos; además, forma un canal para el paso del tendón extensor digital lateral.

H.13.1.2.4. Ligamento colateral lateral corto

Es más profundo que el anterior, nace en la parte craneal del maléolo lateral y se dirige, fundamentalmente en sentido plantar, para terminar en la excavación rugosa de la superficie lateral del astrágalo y en la superficie adyacente del calcáneo.

H.13.1.3. Lig. plantare longum. Ligamento plantar largo, ligamento tarsiano plantar del tarso

Es una banda fuerte y plana que cubre la parte lateral de la superficie plantar del tarso, y está insertado en la superficie plantar del calcáneo, el cuarto tarsiano y el extremo proximal del cuarto metatarsiano.

H.13.1.4. Lig talocentrodismetatarsium. Ligamento tarsiano dorsal, talocentrodismetatarsiano o astragalocentrodismetatarsiano

Es una lámina triangular que está unida, proximalmente, a la tuberosidad distal existente sobre la cara medial del astrágalo y que se extiende, distalmente, sobre los huesos tarsianos central y tercero, y sobre los extremos proximales del tercer y segundo metatarsianos, uniéndose a todos ellos.

H.13.1.5. Ligamentos especiales.

Se trata de un número considerable de cortas bandas que conectan huesos adyacentes del tarso y el metatarso; algunas de estas bandas se distinguen con bastante facilidad, mientras que otras son difíciles de reconocer; la mayoría de ellas no tienen suficiente importancia como para justificar una descripción detallada.

H.13.1.6. Ligg. Tarsi interosea. Ligamentos interóseos tarsianos

Destacan el ligamento interóseo astrágalo – calcáneo, el ligamento calcáneo – cuartal o el calcáneo-central; además, también existen ligamentos intraarticulares tarsometatarsianos.

El astrágalo y el calcáneo están unidos por cuatro bandas (ligamentos astragalocalcaneales o astrágalo – calcáneo): el ligamento medial se extiende desde el sustentaculum tali hasta la parte adyacente del astrágalo, donde se junta con el ligamento colateral medial corto; el ligamento lateral se extiende desde la apófisis coracoides del calcáneo hasta la parte adyacente de la cresta lateral de la tróclea del astrágalo; el ligamento proximal discurre entre el borde plantar de la tróclea del talo y el calcáneo; el ligamento interóseo está situado profundamente en el seno del tarso, entre los dos huesos, y unido a las zonas rugosas de las superficies opuestas.

Los huesos más pequeños están unidos entre sí de la forma siguiente: los tarsianos central y tercero están unidos por el ligamento interóseo y por otro oblicuo dorsal; el central y el cuarto tarsiano están conectados similarmente; el tercer tarsiano está unido por un ligamento interóseo (interperoneo) al primer (fusionado) y al segundo tarsiano; finalmente, este último está conectado con el cuarto tarsiano por el ligamento transversal plantar.

Estos mismos huesos se hallan conectados con la fila proximal de la siguiente forma: el central está unido al astrágalo por los ligamentos plantar e interóseo, y al calcáneo por la banda oblicua corta; el cuarto está unido al calcáneo (calcaneo-cuartal) por los ligamentos interóseo y plantar; por último el primer (fusionado) y segundo tarsianos están conectados con el calcáneo por el ligamento plantar.

Los huesos tarsianos distales se encuentran conectados con el metatarso por los ligamentos tarsometatarsianos, que no se distinguen de los ligamentos comunes, excepto en el caso del ligamento interóseo entre el tercer tarsiano y los metatarsianos.

IRM general de los ligamentos del tarso

BLAIK y col. (2000), en un trabajo realizado *post mortem* en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 y T2, señalan que los cortes transversales y sagitales fueron los mejores para la evaluación de las estructuras tendinosas y ligamentosas que rodean el tarso. El patrón fibroso lineal de estas estructuras se apreció mejor en los cortes sagitales, y tanto los tendones como los ligamentos, en imágenes potenciadas en T1 y T2, presentaban una baja intensidad de señal, apareciendo oscuros.

Hemos encontrado, en toda la bibliografía consultada, solamente dos referencias concretas a la IRM de alguno de los ligamentos del tarso: la que habla de los ligamentos colaterales y la que lo hace del ligamento plantar largo; ambas en este mismo trabajo, y que exponemos a continuación.

IRM de los ligamentos colaterales del tarso

Los ligamentos colaterales fueron mejor evaluados mediante las imágenes de los cortes transversales potenciadas en T1; pero, aún así, su visualización fue incompleta y, además, no se pudo distinguir entre las porciones corta y larga de los mismos; en cuanto a las imágenes sagitales potenciadas en T1, estos autores no lograron distinguir dichos ligamentos (BLAIK y col., 2000).

IRM del ligamento plantar largo

Este ligamento se pudo evaluar más profundamente mediante cortes transversales potenciados en T1; en estas imágenes, se observaba como una estructura redondeada, de baja intensidad de señal, originada en la cara plantar del calcáneo y que se dirigía distalmente hacia la zona proximal del cuarto metatarsiano; mediante los cortes sagitales se pudo evaluar su relación con el calcáneo, pero en los cortes coronales los autores no fueron capaces a identificarlo (BLAIK y col., 2000).

H.14. Ligamento accesorio proximal del TFDS o brida radial.

Anatomía

Es una banda fibrosa que une la porción caudodistal del radio con el tendón del flexor digital superficial, también recibe el nombre de ligamento frenador proximal, y es la cabeza radial de aquel músculo.

H.15. Casquete calcáneo

Anatomía

No es un ligamento propiamente dicho, sino que se trata de la inserción del tendón del músculo flexor digital superficial a su paso por el hueso calcáneo (SÁNCHEZ-VALLE, 2008); sin embargo, lo incluimos en este apartado por su analogía anatómica y funcional con el ligamento accesorio proximal del TFDS de la extremidad anterior.

H.16. Ligamentos del codo

Anatomía

Los ligamentos colaterales del codo unen lateral y medialmente la cabeza del radio con los epicóndilos lateral y medial del húmero respectivamente de una forma excéntrica, es decir, se encuentran algo caudalmente al eje de giro de la articulación.

H.16.1. Lig. Collaterale mediale. Ligamento colateral medial

El ligamento colateral medial, que está insertado proximalmente en la eminencia existente sobre el epicóndilo medial del húmero y se divide en dos partes: la larga o parte superficial, que termina en el borde medial del radio, inmediatamente distal al espacio interóseo, y la profunda, o parte corta, que se inserta en la tuberosidad medial del radio.

H.16.2. Lig. Collaterale laterale. Ligamento colateral lateral

El ligamento colateral lateral es corto y fuerte, se inserta proximalmente en la depresión que existe sobre el epicóndilo lateral del húmero, y distalmente en la tuberosidad lateral del radio, inmediatamente distal al borde de la superficie articular.

H.17. Ligamentos de la babilla

Anatomía

En la babilla equina existen 14 ligamentos:

H.17.1. Lig. Collaterale mediale et laterale. Ligamentos colaterales medial y lateral de la babilla

El ligamento colateral medial está insertado, proximalmente, en el epicóndilo medial del fémur y, distalmente, en una zona rugosa que está distal al borde del cóndilo medial de la tibia.

El ligamento colateral lateral es mucho más grueso, nace en la depresión superior del epicóndilo lateral del fémur y termina en la cabeza del peroné; cubre el tendón de origen del músculo poplíteo, si bien se interpone una bolsa sinovial entre los dos; existe otra bolsa entre la parte inferior del ligamento y el borde del cóndilo lateral de la tibia.

H.17.2. Ligg. Cruciata genus. Ligamentos cruzados craneal y caudal

Los ligamentos cruzados son dos fuertes bandas redondeadas, situadas fundamentalmente en la fosa intercondiloidea del fémur entre los dos sacos sinoviales; se cruzan uno con el otro en forma de X y se nombran de acuerdo con sus inserciones tibiales. El ligamento cruzado craneal nace en la fosa central de la espina tibial, se extiende proximal y caudalmente y termina en la pared lateral de la fosa intercondiloidea. El ligamento cruzado caudal es medial al precedente y algunas veces más largo; está insertado en una eminencia existente en la escotadura poplíteo de la tibia, se dirige proximal y cranealmente y termina en la parte craneal de la fosa intercondilea del fémur. Puede añadirse que estos ligamentos no se hallan en un plano sagital, sino que se enlazan ligeramente entre sí, de forma que la rotación lateral de la tibia los desenlaza y relaja, o dicho de otro modo, que limitan, tensándose, la rotación medial de la tibia respecto al femur.

H.17.3. Lig. Patellare: laterale, intermedium, et mediale. Ligamentos rotulianos: lateral, intermedio o medio y medial

Son tres bandas muy fuertes que unen la rótula a la tuberosidad de la tibia; el ligamento rotuliano lateral se extiende desde la parte lateral de la superficie craneal de la rótula hasta la parte lateral de la tuberosidad de la tibia, además recibe un fuerte

tendón procedente del músculo bíceps femoral y también parte de la fascia lata; el ligamento rotuliano medio (*lig. patellae intermedium*) se extiende desde la parte craneal del vértice de la rótula hasta la parte distal del surco de la tuberosidad de la tibia, y entre este ligamento y la parte proximal del surco hay interpuesta una bolsa, además hay otra más pequeña que se puede encontrar entre la parte proximal del ligamento y el vértice de la rótula; el ligamento rotuliano medial es más débil que los otros, está insertado proximalmente en el fibrocartílago pararrotuliano y termina sobre la tuberosidad de la tibia en el lado medial del surco, adicionalmente está unido a la aponeurosis común de los músculos *gracilis* y *sartorius* y su parte proximal presta inserción a las fibras del vasto medial. Estos llamados ligamentos son en realidad los tendones de inserción de los músculos cuádriceps y bíceps femorales, y transmiten la acción de éstos a la tibia; los otros músculos insertados, como hemos dicho, funcionan de forma similar.

Hay que tener en cuenta que las inserciones proximales están más separadas que las distales, de forma que los ligamentos convergen sobre la tuberosidad tibial; el ligamento medial es oblicuo; el medio está situado más profundamente que los otros y, por tanto, no se percibe con tanta claridad en el animal vivo, y el ligamento lateral es, en gran parte, el tendón de la porción craneal del bíceps femoral, que fusionado también con la fascia lata presta inserción al músculo tensor de ésta. El fibrocartílago hay que considerarlo, más bien, como parte del ligamento rotuliano medial que como parte de la rótula, y no es visible superficialmente.

H.17.4. Lig.femoropatellare mediale et laterale. Ligamentos femororrotulianos medial y lateral.

Son dos bandas delgadas que refuerzan la cápsula a ambos lados; el ligamento lateral se distingue con mucha facilidad y surge del epicóndilo lateral del fémur, inmediatamente proximal al ligamento colateral lateral, para terminar en el borde lateral de la rótula; el ligamento medial, que es más grueso, no se distingue tan fácilmente de la cápsula, y surge proximalmente al epicóndilo medial para terminar en el fibrocartílago pararrotuliano.

H.17.5. Ligg. Transversum. Ligamentos transversos craneal y caudal del menisco medial y ligamentos transversos craneal y caudal del menisco lateral.

Estos ligamentos fijan los meniscos a la meseta tibial; los ligamentos transversos del menisco lateral están insertados en la tibia, craneal y caudalmente a la espina; los del menisco medial se insertan craneal y caudalmente a la eminencia media de la espina de la tibia; el ligamento craneal del menisco lateral está insertado cranealmente a la eminencia lateral de la espina y el caudal, por su parte, se bifurca, de forma que la rama inferior o distal se inserta en la escotadura poplíteica de la tibia y la superior (o ligamento meniscofemoral propiamente) en la pequeña fosa que existe en la parte caudal lateral de la fosa intercondílea.

H.17.6. Lig. Meniscofemorale. Ligamentomeniscofemorale

Une la parte caudal del menisco lateral con la superficie axial del cóndilo femoral medial, o lo que es lo mismo, con la parte medial de la fosa intercondílea; se trata de una banda oblicua que pasa desde el extremo caudal del menisco lateral hasta la parte medial de la fosa intercondiloidea del fémur; surge de la bifurcación del ligamento transverso caudal del menisco lateral.

3.3.3.5. SINOVIALES

En este apartado es de obligado cumplimiento hablar de tres tipos de sinoviales; las sinoviales articulares, las bolsas sinoviales y las vainas sinoviales tendinosas.

3.3.3.5.A. LAS SINOVIALES ARTICULARES

Anatomía

Son las cavidades articulares de las articulaciones diartrodales descritas.

3.3.3.5.B. LAS BOLSAS SINOVIALES

Anatomía

Son formaciones, rellenas de líquido sinovial, que se encuentran envueltas por una cápsula de tejido conjuntivo, su tamaño es variable y a veces se encuentran ventriculadas; son como pequeñas bolsas de agua que amortiguan la presión que reciben

las superficies que las comprimen. Existen varios tipos de bolsas sinoviales y las que encontramos en las extremidades de los equinos son las siguientes:

B.1. Bolsas sinoviales subtendinosas

B.1.1. Bursa podotrcleares. Bolsa podotroclear

Anatomía de la bolsa podotroclear

Se encuentra situada entre el tendón flexor digital profundo y la superficie flexora del hueso sesamoideo distal, y es la encargada de lubricar el desplazamiento del tendón por encima de dicho hueso.

IRM de la bolsa podotroclear o bolsa navicular

Debido a la presencia de líquido sinovial en su interior, presenta una alta intensidad de señal en las imágenes potenciadas en T2 SE y T2* GRE obtenidas *post mortem* (KLEITER y col., 1999). En un trabajo realizado *in vivo*, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 mediante la secuencia de la familia GRE denominada SPGR, diseñada, en este caso, para el tratamiento tridimensional de las imágenes, potenciadas en T2* GRE con y sin saturación selectiva de la grasa, y potenciadas en T2 mediante la secuencia de la familia SE denominada STIR con la opción Fast, los autores defienden que, si no pudiera ser identificado el espacio entre el TFDP y el ligamento sesamoideo distal impar, se debería suponer la presencia de una adherencia o una proliferación sinovial (DYSON y col., 2003b). BUSONI y col. (2004), en otro estudio *post mortem*, en las imágenes potenciadas en T1 SE, T2 FSE con supresión selectiva de la señal grasa y DP FSE con y sin supresión selectiva de la señal grasa, afirman que, en las imágenes T1 SE, la bolsa colapsada no podía ser claramente delineada, ya que aparecía formando, junto con el fibrocartílago del hueso navicular, una única banda de señal intermedia, dorsal al TFDP. En las secuencias potenciadas en T2 FSE con supresión selectiva de la grasa y en las potenciadas en DP FSE con y sin supresión selectiva de la señal de la grasa, los recesos proximal y distal fueron perfilados por la alta señal del fluido sinovial. En estas mismas imágenes, en algunos especímenes, se observó un borde muy fino de alta intensidad de señal en la superficie flexora del hueso navicular. Para HEVESI y col., (2004), el fluido sinovial presente en la bolsa navicular, en las imágenes potenciadas en T1 mediante secuencias SE,

obtenidas *post mortem*, dio lugar a una intensidad de señal media; sin embargo, en potros neonatos, con este mismo tipo de imágenes, también en el plano sagital, no fue posible identificar la bolsa navicular ni en las extremidades anteriores ni en las posteriores. En las imágenes potenciadas en T2* GRE, esta estructura presentaba, según los autores, una intensidad de señal extremadamente alta debido al fluido sinovial de su interior, pero, en los potros neonatos, como en la potenciación anterior, la bolsa no fue identificable ni en las extremidades anteriores ni en las posteriores. En imágenes potenciadas en T1, pero que se obtuvieron utilizando la opción IR con un tiempo de inversión de 150ms, en adultos, se observó el fluido del interior de la bolsa con una muy alta intensidad de señal, lo que dió lugar a un contraste extremadamente alto; sin embargo, en los potros neonatos tampoco se consiguió examinar esta estructura; en las imágenes en T2 TSE sin supresión grasa, el contenido de la bolsa daba lugar a alta intensidad de señal en adultos, mientras que en los potros neonatos no se distinguían señales que pudieran permitir su estudio.

En un trabajo publicado por MURRAY y col. (2006), que se realizó *post mortem* y en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T2* GRE con y sin supresión selectiva de la señal grasa, T2 STIR y T1 SPGR, se encontraron una serie de variaciones o irregularidades en la intensidad de la señal emitida por esta estructura, lo que, los autores achacaron a artefactos o variaciones anatómicas normales. En las imágenes potenciadas en T2 GRE, en los cortes sagitales, un 75% de los caballos estudiados sin historia de claudicación presentaron una difuminación de la interfase del TFDP con el hueso navicular, especialmente a nivel de la línea media, lo que los autores achacaron al artefacto de volumen promedio. En este grupo de caballos que no presentaba historia de claudicación, en un 35% de las extremidades de estos animales, se observó una suave depresión en el fibrocartilago palmar del hueso navicular, aproximadamente a la mitad o a dos tercios de la distancia desde proximal a distal; en las imágenes potenciadas en T2 STIR, frecuentemente, se observaba una alta intensidad de señal focal en la bolsa navicular en lugar de la depresión del fibrocartilago palmar en esas extremidades.

MAHER y col. (2011), en un trabajo realizado sobre extremidades de cadáveres aisladas y sobre animales vivos, todos ellos sometidos a estudio mediante RM en un equipo de 1T, con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en DP TSE y en T2 STIR, señalan que, en la bolsa navicular normal, la intensidad de señal del fluido es continua a lo largo de la superficie dorsal del TFDP dentro de los recesos proximal y distal;

además, el fluido de la bolsa navicular puede, en ocasiones, ser detectado a nivel del hueso navicular; la presencia de la intensidad de señal procedente de este fluido depende del tamaño de las fosas sinoviales del hueso navicular, así como de la posición del pie y la cantidad de fluido presente en dicha bolsa; no obstante, según WHITTON y col. (1998), la efusión dentro de la bolsa del navicular, en las imágenes potenciadas en T2* GRE obtenidas *post mortem*, se observa como un área de alta intensidad de señal dorsal al TFDP y proximal al hueso navicular.

B.1.2. Bursa subtendinea ms extensoris digit. Communis. Bolsa subtendinosa del extensor digital común en el menudillo

B.1.3. Bursa subtendinea ms extensoris digitalis lateralis. Bolsa subtendinosa del extensor digital lateral en el menudillo

B.1.4. Bursa subtendínea ms abductoris digiti I. Bolsa subtendinosa del extensor oblicuo del carpo

Anatomía de la bolsa subtendinosa del extensor oblicuo del carpo

Se localiza entre el tendón de dicho músculo y el extremo distal medial del radio.

B.1.5. Bursa subtendinea ms extensoris carpi ulnaris. Bolsa subtendinosa del extensor carpocubital a su paso por el carpo

B.1.6. Bursa subtendinea ms extensoris carpi radialis. Bolsa subtendinosa del extensor carporradial a su paso por el carpo

B.1.7. Bursa bicitorradialis. Bolsa bicitorradial

Anatomía de la bolsa bicitorradial

Se localiza bajo el extremo radial del tendón del bíceps braquial.

B.1.8. Bursa subtendinea ms brachialis. Bolsa subtendinosa del músculo braquial

Anatomía de la bolsa subtendinosa del músculo braquial

Se localiza bajo el extremo radial del tendón del músculo braquial.

B.1.9. Bursa intratendinea olecrani. Bolsa intratendinosa del olécranon

Anatomía de la bolsa intratendinosa del olécranon

Ubicada entre los tendones de inserción de las cabezas larga y medial del músculo tríceps braquial.

B.1.10. Bursa subtendinea ms tricipitis brachii. Bolsa subtendinosa del músculo tríceps braquial

Anatomía de la bolsa subtendinosa del tríceps braquial

Ubicada bajo el tendón de inserción común del músculo tríceps braquial.

B.1.11. Bursa subtendinea ms tibialis cranialis. Bolsa subtendinosa del músculo tibial craneal o bolsa cuneana

Anatomía de la bolsa cuneana

Situada entre el tendón cuneano y la parte distomedial del tarso.

B.1.12. Bursa calcanei ms flexoris digit. Superficialis. Bolsa calcánea del músculo flexor digital superficial

Anatomía de la bolsa calcánea del músculo flexor digital superficial

Se encuentra interpuesta entre el tendón flexor digital superficial y la tuberosidad del calcáneo.

IRM de la bolsa calcánea del músculo flexor digital superficial

La única referencia que hemos encontrado acerca de la IRM de esta estructura es la de LATORRE y col. (2006), que indican que la bolsa calcánea de este tendón da lugar a una intensidad de señal alta en las imágenes obtenidas *post mortem* y potenciadas en DP SE.

B.1.13. Bursa tendinea calcanei. Bolsa tendinosa calcánea

Anatomía de la bolsa tendinosa calcánea

Frecuentemente comunicada con la bolsa calcánea del flexor digital superficial. Se encuentra en profundidad al tendón calcáneo del tríceps sural.

B.1.14. Bursa subtendinea ms semitendinosi. Bolsa subtendinosa del músculo semitendinoso

Anatomía de la bolsa subtendinosa del músculo semitendinoso

Se localiza en profundidad al tendón de inserción de este músculo en la tibia.

B.1.15. Bursa subtendinea prepatellaris. Bolsa subtendinosa prerrotuliana

Anatomía de la bolsa subtendinosa prerrotuliana

Se localiza en profundidad al tendón de inserción del músculo cuádriceps femoral.

B.1.16. Recessus subpopliteus. Receso subpoplíteo

Anatomía del receso subpoplíteo

Es un receso de la articulación femorotibial lateral que se sitúa bajo el tendón de origen del músculo poplíteo.

B.1.17. Recessus subextensorius. Receso subextensor

Anatomía del receso subextensor

Es una prolongación de la sinovial de la porción distal del saco lateral de la articulación femorotibial, que se sitúa bajo el tendón de origen del músculo extensor digital largo y el tercer peroneo cuando pasa a través del surco extensor de la tibia.

B.1.18. Bursa subtendinea ms bicipitis femoris distalis. Bolsa subtendinosa distal del músculo bíceps femoral

Anatomía de la bolsa subtendinosa del músculo bíceps femoral

Se encuentra bajo el extremo distal del tendón de inserción del músculo, al llegar a la rótula.

B.2. Bolsas sinoviales subfasciales

Anatomía

B.2.1. Bursa subfascialis prepatellaris. Bolsa subfascial prerrotuliana

Se encuentra profundamente a la fascia prerrotuliana

B.3. Bolsas sinoviales subligamentosas

Anatomía

B.3.1. Bursae subtendinae mm interosseorum. Bolsas subligamentosas de los ligamentos suspensotes del menudillo

Anatomía

Se encuentran entre las ramas extensoras del ligamento suspensor del menudillo y la primera falange.

B.3.2. Bursa infrapatellaris proximalis. Bolsa infrarrotuliana proximal

Anatomía

Se localiza entre el ligamento rotuliano intermedio y la rótula.

B.3.3. Bursa infrapatellaris distalis. Bolsa infrarrotuliana distal

Anatomía

Se localiza entre el ligamento rotuliano intermedio y la tibia.

B.4. Bolsas sinoviales subcutáneas

Anatomía

Realmente, en estado fisiológico, son bolsas ficticias o “falsas bolsas”, que acumulan líquido cuando existe algún traumatismo o infección.

B.4.1. Bolsa subcutánea del espolón

B.4.2. Bursa subcutánea precarpalis. Bolsa subcutánea precarpiana

B.4.3. Bursa subcutánea olecrani. Bolsa subcutánea olecraniana

B.4.4. Bursa subcutánea calcanea. Bolsa subcutánea calcánea

B.4.5. Bursa subcutánea malleoli lateralis. Bolsa subcutánea del maléolo lateral

B.4.6. Bursa subcutánea malleoli medialis. Bolsa subcutánea del maléolo medial

B.4.7. *Bursa subcutánea tuberositatis tibiae. Bolsa subcutánea de la tuberosidad de la tibia*

B.4.8. *Bursa subcutánea prepatellaris. Bolsa subcutánea prerrotuliana*

3.3.3.5.C. LAS VAINAS SINOVIALES TENDINOSA.

Anatomía

Son envolturas tubulares alrededor de ciertas porciones de algunos tendones que contienen líquido sinovial; son comparables a bolsas sinoviales, disminuyen la fricción y la presión de los tendones sobre los tejidos subyacentes y permiten que estos se deslicen, especialmente en los puntos donde cambian de dirección. Las vainas sinoviales envuelven por completo a un segmento del tendón, y las que encontramos en las extremidades de los equinos son las siguientes:

C.1. Vaginal synovialis tendinum digitorum. Vaina sinovial de los tendones digitales, vaina digital o gran sesamoidea

Anatomía

Es una envoltura sinovial común a los tendones flexores digitales superficial y profundo a nivel del tercio distal de la caña, el menudillo y el dedo.

IRM de la vaina sinovial de los tendones flexores digitales

Encontramos una primera referencia en el trabajo realizado *post mortem* por PARK y col. (1987), en el que señalan que el fluido sinovial, en las imágenes potenciadas en T1 obtenidas mediante secuencias convencionales SE, es hiperintenso en relación con los tendones flexores digitales; también afirman los autores que, en las imágenes sagitales, su fluido sinovial perfila los bordes de los tendones flexores y que, en las imágenes transversales, a nivel de los huesos sesamoideos proximales, este fluido se visualiza entre la superficie dorsal de los tendones flexores y las superficies palmares del ligamento intersesamoideo y los huesos sesamoideos proximales; asimismo, su porción dorsal, también en imágenes transversales, se observa como una línea curvada blanca alrededor de los tendones flexores. MARTINELLI y col. (1997), en imágenes T1 SE, desde unos 6cm proximalmente a la articulación del menudillo, visualizan una estrecha línea de alta señal de intensidad situada entre los tendones flexores digitales superficial y profundo, los autores achacaron esta línea de

alta intensidad de señal, no sólo al líquido y tejido sinoviales, sino también al peritenoón allí localizado.

En un trabajo realizado *post mortem*, tanto en las imágenes potenciadas en T2 obtenidas mediante secuencias SE, como en las potenciadas en T2* obtenidas mediante secuencias GRE, el líquido sinovial contenido en la vaina daba lugar a una alta intensidad de señal (KLEITER y col., 1999); por su parte, *in vivo*, en imágenes potenciadas en T1 SE y T2 SE, la vaina también presentó una alta intensidad de señal (KOTANI y col., 1999).

En otro estudio realizado *post mortem* sobre extremidades aisladas, en el que se compararon imágenes obtenidas mediante bajo campo magnético (0,27T), colocadas las extremidades en posición de carga con unos 450N de fuerza, y mediante alto campo magnético (1,5T), colocadas sin fuerza de carga, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, T2 FSE y T2 FSTIR mediante el sistema de bajo campo, e imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR mediante el sistema de alto campo, según los autores, en las transversales potenciadas en T2* GRE de alto campo, justo proximales a la articulación metacarpofalangiana, esta vaina se discriminaba como una fina línea hipointensa, sin embargo, en las potenciadas en T2* GRE de bajo campo, ésta no era visible; la vaina, aparecía como una estructura de menos de 2mm de grosor y de baja intensidad de señal; mientras, el fluido, con su alta intensidad de señal, delineaba los márgenes de la vaina flexora en las imágenes potenciadas en T2* GRE, tanto de alto como de bajo campo magnético. En este trabajo, la vaina se pudo distinguir con márgenes nítidos en 11 de 20 extremidades, en el resto, éstos fueron confusos (SMITH y col., 2011).

C.2. Vaginal tendinis ms flexoris carpi ulnaris. Vaina tendinosa del flexor carpocubital a su paso por el carpo

C.3. Vaginal synovialis communis mm flexorum. Vaina sinovial común de los músculos flexores en el canal carpiano

IRM de la vaina sinovial común de los músculos flexores en el canal carpiano

En estudios realizados *post mortem*, con equipos de alto (1,5T) y bajo campo (0,27T), en los que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2

STIR con el equipo de alto campo y en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE y T2 STIR FSE con el de bajo campo, según los autores, en la IRM, la vaina carpiana, que se extiende distalmente hasta la unión de los tercios proximal y medio de la región metacarpiana, contenía nada o muy poco fluido (NAGY y DYSON, 2009 y 2011); las extremidades que contenían muy poco fluido eran un 83,3% del total de las estudiadas (NAGY y DYSON, 2011). La pared de esta vaina tendinosa fue identificada ocasionalmente como una fina estructura de baja intensidad de señal, especialmente en las imágenes potenciadas en T2* GRE, en aquellos caballos en que estaba presente una cantidad moderada de fluido en la vaina carpiana (NAGY y DYSON, 2009).

C.4. Vaginal tendinis ms flexoris carpi radialis. Vaina tendinosa del flexor carporradial a su paso por el carpo

C.5. Vaginal tendinis ms extensoris carpi ulnaris. Vaina tendinosa del extensor carpocubital a su paso por el carpo

C.6. Vaginal tendinis ms extensoris carpi radialis. Vaina tendinosa del músculo extensor carporradial. A su paso por el carpo

IRM del la vaina tendinosa del tendón del músculo extensor carporradial

La única referencia expresa que hemos encontrado en relación con esta estructura es la de NAGY y DYSON (2011), que en un trabajo realizado *post mortem*, sobre extremidades aisladas de caballos mayores de 3 años, en el que se utilizó un equipo de RM de alto campo (1,5T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE Y T2 FSTIR, y un equipo de RM de bajo campo (0,27T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE Y T2 FSTIR, señalan que la vaina de tendón extensor carporradial presentaba una pequeña cantidad de fluido sinovial, visible mediante el estudio con IRM en el 90% de las extremidades analizadas.

C.7. Vaginal tendinis ms extensoris dig. Communis. Vaina tendinosa del extensor digital común a su paso por el carpo

IRM de la vaina tendinosa del tendón extensor digital común

En un estudio realizado *post mortem*, sobre extremidades aisladas de caballos mayores de 3 años, en el que se utilizó un equipo de RM de alto campo (1,5T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE Y T2 FSTIR, y un equipo de RM de bajo campo (0,27T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE Y T2 FSTIR, un 30% de las extremidades presentaban una pequeña cantidad de fluido sinovial en la vaina del tendón extensor digital común a su paso sobre el carpo (NAGY y DYSON, 2011).

C.8. Vaginal tendinis ms extensoris dig. Lateralis. Vaina tendinosa del extensor digital lateral a su paso por el carpo

C.9. Vaginal tendinis ms abductoris digiti I. Vaina tendinosa del músculo separador largo del primer dedo o extensor oblicuo del carpo

Anatomía

Se localiza próxima a su inserción.

C.10. Vaginal tendinis ms peroneus tertius. Vaina tendinosa del tercer peroneo

Anatomía

Se localiza próxima a su inserción.

C.11. Vaginal tendinis ms flexoris digt. Medialis et lateralis. Vaina tendinosa del flexor digital profundo

Anatomía

Se localizada a su paso por el tarso.

IRM de la vaina tendinosa del flexor digital profundo a su paso por el tarso

En toda la bibliografía revisada, sólo hemos encontrado una referencia a esta estructura en el trabajo de BLAIK y col. (2000), en el que las extremidades fueron evaluadas *post mortem*, y en el que los autores indican que, en las imágenes potenciadas en T2, se distinguía mejor que en las potenciadas en T1, debido a la alta intensidad de señal del fluido sinovial, que daba lugar a un color blanco brillante.

C.12. Vaginal tendinis ms extensoris digit. Laterales. Vaina tendinosa del extensor digital lateral**Anatomía**

Se localiza en el lugar de paso de este tendón sobre el tarso.

C.13. Vaginal tendinis ms extensoris digit. Longi. Vaina tendinosa del extensor digital largo**Anatomía**

Se localiza en el lugar del paso de este tendón sobre el tarso.

IRM de la vaina del tendón del músculo extensor digital largo

Según la bibliografía consultada, parece ser que la vaina sinovial de este tendón, a su paso sobre el tarso, daría lugar a una alta intensidad de señal en las imágenes obtenidas *post mortem* y potenciadas en DP SE (LATORRE y col., 2006).

C.14. Vaginal tendinis ms tibial cranialis. Vaina tendinosa del músculo tibial craneal**Anatomía**

Se localiza en el lugar de paso de esta estructura sobre el tarso.

IRM de la vaina sinovial del tendón del músculo tibial craneal

Según la única referencia que hemos encontrado en la bibliografía, la vaina sinovial de este tendón, a su paso sobre el tarso, daría lugar, al igual que en el caso

anterior, a una alta intensidad de señal en las imágenes obtenidas *post mortem* y potenciadas en DP SE (LATORRE y col., 2006).

3.3.3.6. APARATOS MÚSCULO- TENDINOSOS

3.3.3.6.A. MÚSCULOS DEL MIEMBRO TORÁCICO

A.1. Flexores del codo

A.1.1. *Ms brachialis. Músculo braquial*

Anatomía

Se origina en la cara caudal del húmero para discurrir distalmente hasta insertarse en la cara medial del cuello del radio.

A.1.2. *Ms bíceps brachii. Músculo bíceps braquial*

Anatomía

Posee dos tendones de origen en la tuberosidad supraglenoidea de la escápula y otros dos de inserción; uno se inserta en la tuberosidad radial y otro, el correspondiente a la cabeza larga, o *lacertus fibrosus*, desciende por la cara medial del antebrazo hasta alcanzar el tendón de inserción del músculo extensor carporradial, y con él se inserta en la tuberosidad proximal del III metacarpiano.

IRM del músculo bíceps braquial

La única descripción de este músculo que hemos encontrado en nuestra revisión bibliográfica se refiere a su tendón de origen, en el que, *post mortem*, mediante imágenes potenciadas en T1 con secuencias convencionales SE, se pudo observar la infiltración del mismo con un tejido de alta intensidad de señal que se identificó como tejido graso; esta alta intensidad de señal apareció en el tendón a lo largo de su recorrido sobre la articulación escapulohumeral (TNIBAR y col., 1999).

A.2. Extensores del codo

A.2.1. *Músculo tensor de la fascia antebraquial*

Anatomía

Se origina en el tendón de inserción del músculo dorsal ancho y en el borde caudal de la escápula, y se inserta en la fascia profunda del antebrazo y en el olécranon.

A.2.2. *Ms triceps brachialis. Músculo tríceps braquial*

Anatomía

Además de ser el principal extensor del codo, es también, debido a su cabeza larga, flexor del encuentro; se inserta en la tuberosidad del olécranon y consta de tres cabezas:

- Cabeza larga. Se origina en el borde caudal la escápula.
- Caput laterale. Cabeza lateral. Se origina en la línea tricipital y en parte de la tuberosidad deltoidea del húmero.
- Caput mediale. Cabeza medial. Es la cabeza más pequeña y se origina en la cara medial del húmero.

A.3. Flexores carpianos

A.3.1. *Ms flexor carpi radialis. Músculo flexor carporradial*

Anatomía

Se origina en el epicóndilo medial del húmero y se inserta en la tuberosidad proximal del metacarpiano II.

A.3.2. *Ms flexor carpi ulnaris. Músculo flexor carpocubital*

Anatomía

Este músculo tiene dos tendones de origen (cabeza humeral y cabeza cubital) y uno de inserción que llega al hueso accesorio del carpo.

A.3.3. *Ms extensor carpi ulnaris. Músculo extensor carpocubital o cubital lateral*

Anatomía

Pese a su nombre, en realidad, en el caballo actúa como flexor del carpo y por eso lo incluimos en este apartado; posee dos tendones de inserción, uno que llega al hueso accesorio y el otro al cuarto metacarpiano, y también es flexor del codo.

A.4. Extensores carpianos

A.4.1. *Ms extensor carpi radialis. Músculo extensor carporradial*

Anatomía

Debido a su origen en el epicóndilo lateral del húmero, y a su inserción en la tuberosidad proximal del tercer metacarpiano, también podemos atribuirle funciones de flexor del codo.

IRM del músculo extensor carporradial

No hemos encontrado referencias al cuerpo muscular en la bibliografía consultada.

IRM del tendón extensor carporradial

En un trabajo realizado *post mortem*, con equipos de alto (1,5T) y bajo campo (0,27T), en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR con el equipo de alto campo y en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE y T2 STIR FSE con el equipo de bajo campo, según los autores, este tendón, cerca de su inserción en el tubérculo proximal de la cara dorsal del hueso tercer metacarpiano, presenta una forma oval alargada y una intensidad de señal baja y homogénea (NAGY y DYSON, 2009).

En otro trabajo realizado *post mortem* sobre extremidades aisladas de caballos mayores de 3 años, en el que se utilizó un equipo de RM de alto campo (1,5T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE Y T2 FSTIR, y un equipo de RM de bajo campo (0,27T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE Y T2 FSTIR, según los autores, la baja intensidad de señal del tendón extensor carporradial, a la altura del carpo estaba

interrumpida por un número variable de bandas oblicuas de intensidad de señal intermedia en el 96,7% de las extremidades estudiadas, por lo tanto, tenía una apariencia rayada en los cortes sagitales y coronales en las imágenes potenciadas en T1 SPGR y T2* GRE de alto campo, y una intensidad de señal baja o intermedia en los cortes transversales que se correspondían con la zona de la localización de las bandas. Estas bandas sólo ocasionalmente pudieron identificarse claramente en las imágenes potenciadas en T2 STIR de alto campo. En las imágenes de bajo campo magnético, estas bandas fueron identificadas solamente cuando estaban bien separadas unas de las otras en las imágenes de alto campo, pues si estaban cerca unas de las otras, aparecían como un área mayor, de intensidad de señal intermedia, dentro del tendón en todas las potenciaciones y secuencias utilizadas en el equipo de bajo campo. En este trabajo, para intentar valorar si estas bandas eran consecuencia de un artefacto, se diseccionó una extremidad lo más proximalmente posible, para incluir el húmero, con lo que, entre otras cosas, el origen del músculo extensor carporradial estaba intacto; en las imágenes obtenidas a partir de esta extremidad, el tendón extensor carporradial tenía una intensidad de señal baja y homogénea, tanto en las imágenes potenciadas en T1 SPGR como en las T2* GRE; sin embargo, una vez que el tendón se seccionó a nivel de la mitad del radio, como en el resto de extremidades, aparecieron bandas de intensidad de señal intermedia a nivel del carpo, en las imágenes de RM de ambos tipos de potenciaciones y secuencias, por lo tanto, para los autores, esto demuestra que las bandas de intensidad de señal intermedia en el tendón del músculo extensor carporradial son el resultado de un artefacto relacionado con la falta de tensión en el tendón, lo que, probablemente, es el efecto de un artefacto de ángulo mágico que afecta de forma diferente a las fibras de colágeno en función de cómo estén orientadas en el tendón parcialmente colapsado; esto debería tenerse en cuenta cuando se interpreta la intensidad de señal alterada en los tendones de caballos con cojera; además, en caballos examinados mediante RM bajo anestesia general, es seguro que el tendón no estará en máxima tensión; incluso en exámenes en la estación, también existe la posibilidad de que, debido a la postura, este tendón u otros, como el extensor digital común, tengan su tensión reducida. En este mismo trabajo, la vaina de tendón extensor carporradial presentaba una pequeña cantidad de fluido sinovial en el 90% de las extremidades estudiadas (NAGY y DYSON, 2011).

A.4.2. *Ms abductoris digiti I. Músculo extensor oblicuo del carpo o músculo separador largo del primer dedo*

Anatomía

Se origina lateralmente en el tercio distal del radio y transcurre dorsalmente al radio para insertarse en el segundo metacarpiano y, como los anteriores, se encuentra inervado por el nervio radial.

IRM del músculo extensor oblicuo del carpo

No hemos encontrado referencias al cuerpo muscular en la bibliografía consultada.

IRM del tendón extensor oblicuo del carpo

La única referencia encontrada en la bibliografía revisada, en relación con esta unidad musculotendinosa, está en un trabajo realizado *post mortem*, con equipos de alto (1,5T) y bajo campo (0,27T), en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR con el equipo de alto campo y en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE y T2 STIR FSE con el equipo de bajo campo, y en el que, según los autores, este tendón, cerca de su inserción en el aspecto dorsal de la base del segundo hueso metacarpiano, presenta una forma oval alargada y una intensidad de señal baja y homogénea (NAGY y DYSON, 2009).

A.5. Flexores del carpo y del dedo

A.5.1. *Ms flexor digitorum superficialis*

Anatomía

Músculo flexor digital superficial. Se trata de un músculo plano y ancho que se hace tendinoso a nivel del carpo; se origina en el epicóndilo medial del húmero y en la cresta de la superficie caudal del radio, distalmente a su mitad y cerca del borde medial, y se inserta mediante dos ramas a ambos lados de la falange proximal y de la falange media. A nivel del tercio distal de la caña, emite un manguito (manguito flexor o *manica flexoria*) que rodea y abraza al tendón del flexor digital profundo. Presenta una cabeza humeral (muscular) y otra radial (ligamentosa), conocida esta última como brida radial o ligamento frenador proximal.

IRM del músculo flexor digital superficial

En un trabajo realizado *post mortem*, sobre extremidades aisladas de caballos mayores de 3 años, en el que se utilizó un equipo de RM de alto campo (1,5T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE Y T2 FSTIR, y un equipo de RM de bajo campo (0,27T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE Y T2 FSTIR, según los autores, a la altura del antebrazo, tenía una señal heterogénea de intensidad intermedia; a nivel del aspecto distal del radio, el músculo comenzaba a volverse tendinoso, lo que resultaba en regiones tanto fibrosas, de baja intensidad de señal, como de tejido muscular, de intensidad de señal intermedia; la porción tendinosa se incrementaba distalmente, de tal manera que, a nivel de la articulación antebraquiocarpiana, en el 70% de las extremidades estudiadas, esta estructura estaba compuesta enteramente por tejido conjuntivo tendinoso sin fibras musculares, que presentaba baja intensidad de señal; en el 30% restante de las extremidades estudiadas, el tendón contenía cantidades variables de tejido muscular, que aparecía como áreas de intensidad de señal intermedia en todas las secuencias, pero, a nivel de la articulación intermedia del carpo, tenía ya una señal uniforme de intensidad baja (NAGY y DYSON, 2011).

IRM del tendón del músculo flexor digital superficial

En las imágenes obtenidas *post mortem*, potenciadas en T1 mediante secuencias SE convencionales, aparece como una estructura de baja intensidad de señal (PARK y col., 1987; MARTINELLI y col., 1997). En el primer trabajo *in vivo* de que tenemos constancia, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SE y T2 SE, el TFDS presentó una baja intensidad de señal (KOTANI y col., 1999).

En un trabajo realizado *post mortem*, con equipos de alto (1,5T) y bajo campo (0,27T), en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR con el equipo de alto campo y en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE y T2 STIR FSE con el equipo de bajo campo, según los autores, en T1 y T2* GRE, el TFDS, a nivel del tercio proximal de la caña de las extremidades anteriores, presenta una intensidad de señal baja y unos márgenes regulares y bien definidos (NAGY y DYSON, 2009).

DYSON y MURRAY (2007b), en un trabajo realizado sobre casos clínicos, del que los autores no lo concretan si se hizo *in vivo*, utilizando un sistema de alto campo magnético, con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR, señalan que el TFDS tenía una intensidad de señal más homogénea y baja que las inserciones de cada rama del ligamento suspensor del menudillo y que los ligamentos sesamoideos distales cortos, cruzados, oblicuos y recto.

En otro estudio *post mortem*, realizado sobre extremidades aisladas, en el que se compararon imágenes obtenidas mediante bajo campo magnético (0,27T), colocadas las extremidades en posición de carga con unos 450N de fuerza, y mediante alto campo magnético (1,5T), colocadas sin fuerza de carga, y en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, T2 FSE y T2 FSTIR mediante el sistema de bajo campo, y en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR mediante el sistema de alto campo, según los autores, el tendón flexor digital superficial, en la región metacarpofalangiana, tenía una señal homogénea de baja intensidad. En los cortes sagitales, aparecían unas líneas sutiles de intensidad de señal intermedia que se situaban hacia los márgenes dorsal o palmar de uno, otro o ambos tendones flexores digitales, líneas que los autores asociaban a artefactos (SMITH y col., 2011).

IRM de la mánica flexoria

MARTINELLI Y col. (1997), en un estudio realizado *post mortem*, señalaron la existencia, en imágenes T1 SE, de una estrecha línea de alta intensidad de señal, situada entre los tendones flexores digitales superficial y profundo; los autores achacaron esta línea de alta intensidad de señal, no sólo al líquido y tejido sinoviales, sino también al peritenón allí localizado.

En otro estudio más actual realizado *post mortem*, sobre extremidades aisladas, en el que se compararon imágenes obtenidas mediante bajo campo magnético (0,27T), colocadas las extremidades en posición de carga con unos 450N de fuerza, y mediante alto campo magnético (1,5T), colocadas sin fuerza de carga, y en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, T2 FSE y T2 FSTIR mediante el sistema de bajo campo, e imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR mediante el sistema de alto campo, el manguito flexor fue visible a nivel de la articulación metacarpofalangiana en todas las extremidades, tanto en las imágenes de alto como de

bajo campo magnético, aunque los autores no describen su intensidad de señal ni su forma (SMITH y col., 2011).

A.5.2. *Ms flexor digitorum profundus. Músculo flexor digital profundo*

Anatomía

Éste es un músculo que presenta cuatro cabezas: humeral, cubital, radial y carpiana; las tres primeras son musculares y la última, ligamentosa, es la continuación del ligamento palmar del carpo y se denomina ligamento accesorio, brida carpiana o ligamento frenador distal. Se origina en el epicóndilo medial del húmero, la superficie medial del olécranon, la mitad de la superficie caudal del radio y una pequeña zona adyacente del cúbito, y se inserta en la línea semilunar y las superficies adyacentes de los cartílagos ungulares de la falange distal. Según KAINER (2003), tras pasar sobre el escudo medio de la falange media, este tendón emite dos inserciones secundarias a la zona distal de la superficie palmar de la falange media. Desde el carpo y en dirección distal es una estructura tendinosa que a nivel del menudillo se ve abrazada por el manguito flexor del TFDS y que, en la cuartilla, discurre entre las dos ramas de inserción de éste, por lo que se le conoce también como tendón perforante, siendo el flexor digital superficial el perforado.

IRM del músculo flexor digital profundo.

En un trabajo realizado *post mortem*, sobre extremidades aisladas de caballos mayores de 3 años, en el que se utilizó un equipo de RM de alto campo (1,5T), mediante el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE Y T2 FSTIR, y un equipo de RM de bajo campo (0,27T), mediante el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE Y T2 FSTIR, a la altura del antebrazo el músculo tenía una señal heterogénea de intensidad intermedia; a nivel del aspecto distal del radio, comenzaba a volverse tendinoso, lo que resultaba en regiones tanto tendinosas, de baja intensidad de señal, como de tejido muscular, de intensidad de señal intermedia; la porción tendinosa se incrementaba distalmente de tal manera que, a nivel de la articulación antebraquiocarpiana, en el 70% de las extremidades estudiadas, estaba compuesto enteramente por tejido conjuntivo tendinoso sin fibras musculares; en el 30% restante de las extremidades estudiadas, el tendón contenía cantidades variables de tejido muscular, que aparecía como áreas de intensidad

de señal intermedia en todas las secuencias pero, a nivel de la articulación intermedia del carpo, tenía ya una señal uniforme de intensidad baja; esto, para los autores, debería tenerse en cuenta cuando se interpreten las imágenes de caballos cojos de forma que, a la luz de los resultados de este estudio, si la señal está alterada a nivel de la articulación intermedia del carpo o más distalmente, es probable que exista una anomalía (NAGY y DYSON, 2011).

IRM del tendón del músculo flexor digital profundo.

Se trata de una de las estructuras de la extremidad equina, junto con el TFDS y el hueso navicular, de las que más se ha publicado en relación con la IRM. En la primera referencia que encontramos relativa a este tendón, ya se señalaba que, en las imágenes potenciadas en T1 SE convencionales obtenidas *post mortem*, a priori, exceptuando el área de inserción, aparecía como una estructura de baja intensidad de señal (PARK y col., 1987), hecho que también señalan posteriormente otros autores como HEVESI y col. (2004). En las imágenes sagitales, éste y el TFDS se observan como estructuras claramente separadas (PARK y col., 1987).

Otro trabajo, realizado *post mortem*, coincide en describir, en imágenes T1 SE, la aparición, desde unos 6cm proximalmente a la articulación del menudillo y en dirección distal, de una estrecha línea de alta intensidad de señal, situada entre los tendones flexores digitales superficial y profundo; los autores achacaban esta línea de alta intensidad de señal, no sólo al líquido y tejido sinoviales, sino también al peritenón allí localizado; describen igualmente al TFDP, como una estructura de muy baja intensidad de señal para este mismo tipo de imágenes (MARTINELLI y col., 1997).

KLEITER y col. (1999) identificaron, en las imágenes potenciadas en T1 SE y DP SE de extremidades de cadáveres, un tejido con moderada intensidad de señal en su inserción, que fue relacionado histológicamente con la existencia de fibrocartílago en la entesis; la aponeurosis palmar del TFDP, por el contrario, tenía una baja intensidad de señal en todos los caballos.

HEVESI y col., (2004) describieron esta intensidad de señal obtenida *post mortem*, que aparecía en el área de inserción en las imágenes potenciadas en T1 mediante secuencias SE, como media, tanto en caballos adultos como en potros neonatos; estos mismos autores, cuando las imágenes potenciadas en T1 eran obtenidas utilizando la

opción IR con un tiempo de inversión de 150ms, describían esta intensidad de señal de la zona de inserción en caballos adultos como reducida; mientras que, para otras partes del tendón, afirmaban que estaban casi desprovistas de señal en adultos y eran de intensidad extremadamente baja en potros neonatos. En este mismo estudio, los autores indicaron que, en potros neonatos, en las imágenes potenciadas en T1 SE, a la altura del hueso navicular, el TFDP presentaba, en todo su grosor, una intensidad de señal extremadamente baja; en las imágenes potenciadas en T2* GRE, la señal que emitía esta zona era ligeramente más brillante (KLEITER y col., 1999).

En el primer trabajo de que tenemos constancia, en el que se obtuvieron imágenes *in vivo*, potenciadas en T1 SE y T2 SE, el TFDP presentó una baja intensidad de señal (KOTANI y col., 1999). La aparición de un incremento de intensidad de señal en diferentes porciones de este tendón, debido al artefacto de ángulo mágico, ha quedado demostrada en las imágenes potenciadas en T1 SE y DP SE obtenidas *post mortem*; las porciones que presentan ese incremento tienen una orientación, con respecto al campo magnético principal, de $55^\circ \pm 10^\circ$, no estando su presentación relacionada con el grado de flexión de la articulación metacarpofalangiana, salvo en los casos en que la tensión del tendón es marcadamente reducida; en esta situación, éste tiene una apariencia ondulada y el incremento de la intensidad de señal, consecuentemente, se traslada a diferentes porciones en función de la orientación de las fibras de cada una. En la zona distal del tendón, a la altura de la porción distal del hueso navicular, parece ser donde se presenta el artefacto de manera más obvia (BUSONI y SNAPS, 2002). En un trabajo realizado *in vivo*, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 mediante secuencias SPGR, en T2* mediante secuencias GRE con y sin supresión selectiva de la grasa, todas diseñadas para su tratamiento tridimensional posterior, y en T2 mediante secuencias STIR con la opción Fast, también se observó una señal brillante cerca de la inserción del tendón debido a este artefacto; esto, según los autores, fue más evidente en las imágenes potenciadas en T1 SPGR que en las T2 (DYSON y col., 2003). En otro trabajo realizado *in vivo*, en el que se obtuvieron los mismos tipos de imagen que en el anterior, en ocasiones, se observó un pequeño incremento de la intensidad de señal en la parte más distal del tendón, en las imágenes que utilizaban la opción de la supresión selectiva de grasa en la potenciación T2* de animales que no presentaban cojera; en este mismo estudio, los autores desestimaron las imágenes potenciadas en T1 SPGR para la exploración de la inserción del tendón, debido a la presencia del artefacto de ángulo

mágico, y recurrieron a las potenciadas en T2* GRE con y sin supresión selectiva de la señal de la grasa (DYSON y col., 2003b). BUSONI y col. (2004), por su parte, en un trabajo realizado sobre cadáveres, observaron la presencia del artefacto de ángulo mágico en las imágenes potenciadas en T1 SE y DP FSE, esta última con y sin supresión selectiva de la señal grasa; no se observó, en cambio, en imágenes potenciadas en T2 FSE con supresión selectiva de la señal grasa. HEVESI y col. (2004), a su vez, afirmaron que, en las imágenes obtenidas *post mortem* y potenciadas en T2 TSE sin supresión selectiva de la señal grasa, el TFDP, tanto en adultos como en potros neonatos, presentaba una clara carencia de señal; con frecuencia, este artefacto se vio en la porción del tendón que va desde el borde distal del navicular hasta su inserción, sin perjuicio de aquellos casos en que, por la tensión reducida, el artefacto se trasladaba a diferentes porciones del tendón (BUSONI y SNAPS, 2002; BUSONI y Col., 2004). MURRAY y col. (2009), en un trabajo realizado *post mortem*, del que no concretan si se utilizaron extremidades anteriores o posteriores, indican que, en las imágenes de alto campo potenciadas en T1, el artefacto de ángulo mágico conduce a un incremento de intensidad de señal dentro la porción del TFDP distal al hueso navicular y que, en comparación con las imágenes de bajo campo potenciadas en T1, esta estructura tiene una mayor intensidad de señal. En otro trabajo, se observó una metaplasia cartilaginosa creciente desde la inserción hasta el nivel del hueso navicular; sin embargo, este cambio en la estructura del tendón no lo envuelve de forma homogénea en su grosor y tampoco comienza abruptamente en el borde distal del hueso navicular, mientras que, los cambios en la intensidad de señal en las imágenes potenciadas en T1 SE y DP FSE, sí lo hacen; en ausencia de este artefacto, en las imágenes transversales potenciadas en T1 SE, el tendón presentaba cierta apariencia veteada debido a los tabiques internos de tejido conjuntivo laxo, en el que las fibras colágenas estaban orientadas transversalmente respecto a las de los haces de tejido conjuntivo denso; además, en las intersecciones de estos septos se observaron también venas, arterias y capilares; estos vasos de las intersecciones de los septos eran mayores en el aspecto palmar del tendón (BUSONI y col., 2004).

En un estudio que se llevó a cabo tanto en animales vivos como sobre extremidades de cadáveres, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR y en T2* GRE, ambas con la opción Fast, y cuyas secuencias fueron diseñadas para su posterior procesado tridimensional, el TFDP presentaba una forma y tamaño simétricos

entre ambos lóbulos; los autores en esta publicación señalan que, en los animales muertos, el área de sección del tendón era mayor comparada con la de los vivos, hecho que podría ser una consecuencia de la menor tensión del mismo (MURRAY y col., 2004).

En imágenes potenciadas en T2* GRE, obtenidas *post mortem*, en el plano sagital, el área de inserción del TFDP fue descrita como una estructura que presentaba una intensidad de señal extremadamente alta, mientras que, el resto del tendón se caracterizó por una intensidad de señal extremadamente baja; en potros neonatos, sin embargo, aunque ciertamente el tendón tenía baja intensidad de señal, su inserción presentaba una intensidad de señal media, no extremadamente alta (HEVESI y col., 2004).

En un trabajo publicado por MURRAY y col. (2006), que se realizó *post mortem*, y en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T2* GRE con y sin supresión selectiva de la señal grasa, T2 STIR y T1 SPGR, se encontraron una serie de variaciones o irregularidades en la intensidad de señal emitida por esta estructura, que los autores achacaron a artefactos o variaciones anatómicas normales; se observaron líneas repetidas paralelas al margen del tendón, que los autores achacaron a un artefacto de truncamiento o de Gibbs y que se pudieron observar en los tres tipos de secuencias utilizadas, en un 88% de los animales estudiados sin antecedentes de claudicación; en todos los caballos estudiados, a su vez, se observó una intensidad de señal elevada cerca de la inserción del tendón en la tercera falange, en los tres tipos de secuencia, aunque la mayor intensidad apareció en las imágenes potenciadas en T1 SPGR, lo que, los autores achacaron al artefacto de ángulo mágico. En un 44% de los caballos estudiados sin historia de claudicación, en las imágenes potenciadas en T2* GRE, se observó el perfil dorsal del tendón, a nivel de la zona proximal de la bolsa navicular, borroso, lo que los autores relacionan con el artefacto de volumen parcial o promedio. En las imágenes potenciadas en T1 SPGR y T2* GRE de los cortes transversales, se observaron unas áreas lineales oblicuas de alta intensidad de señal, que podían ser completas o incompletas, que estaban presentes en casi dos tercios (64%) de los caballos sin historia de cojera, y que los autores achacaron a la presencia de vasos sanguíneos o septos de fibrocartílago; en estas mismas imágenes, a nivel de la bolsa navicular se observaron áreas puntiformes focales de alta intensidad de señal, que los autores relacionaron con la posible presencia de metaplasia cartilaginosa, y en las imágenes transversales potenciadas en T2* GRE, también en un 64% de los caballos sin historia de

claudicación, se observaron unas áreas lineales cortas, de baja intensidad de señal, entre la superficie dorsal del TFDP y el borde flexor del hueso navicular, que los autores achacaron a una posible combinación de artefactos de volumen promedio y de reconstrucción; en los cortes sagitales, en las imágenes potenciadas en T2 STIR, hasta un 80% de los caballos sin historia de claudicación presentaban un área longitudinal, de entre un 20% y un 50% de la anchura del tendón, con una intensidad de señal aumentada a la altura del borde flexor del hueso navicular, que los autores relacionaron con la aparición del efecto de ángulo mágico.

MURRAY y col. (2009), en un estudio realizado *post mortem*, en el que se comparaban las imágenes generadas por un equipo de baja intensidad de campo con otro de alta intensidad, afirmaron que, en las imágenes potenciadas en T1, T2 y T2*, el TFDP sano tenía una intensidad de señal baja y uniforme, apareciendo alguna separación septal en las imágenes de alto campo que no se apreciaba en las de bajo campo; distalmente al hueso navicular y cerca de la inserción, la intensidad de señal estaba incrementada en las imágenes de alto campo, más marcadamente en las imágenes potenciadas en T1, pero estaba ausente en las imágenes de bajo campo; en las imágenes potenciadas en T2 y T2*, para los dos tipos de imán, el aspecto dorsal del tendón era liso y claramente separado del fluido de la bolsa navicular.

En otro trabajo realizado *post mortem*, en el que se utilizó un campo magnético principal de 1,5T y se obtuvieron imágenes potenciadas en DP SE y T1 SPGR, estas últimas con saturación selectiva de la señal grasa, se observó una fina línea hiperintensa entre el fibrocartílago del hueso navicular y la superficie dorsal del TFDP en T1; cuando se introducía solución salina como contraste en el espacio entre ambos, esta línea se transformaba en dos finas líneas hiperintensas, una en la superficie de cada estructura. La señal normal del fibrocartílago del navicular en T1 SPGR, según los autores, es homogénea y relativamente hiperintensa, entre intermedia y alta, y la línea que aparece con la misma intensidad de señal en la superficie dorsal del TFDP al inyectar suero salino entre ambas estructuras, para éstos, podría tratarse también de fibrocartílago; esta capa de fibrocartílago del navicular y, en su caso, la del TFDP, serían las capas de cartílago de menor grosor de la extremidad. Se ha visto que los tendones contienen fibrocartílago en áreas de compresión asociadas con cambios en la dirección de tracción alrededor de prominencias óseas, como ocurre sobre el aspecto palmar de los huesos sesamoideos proximales y distal; sin embargo, mientras que la

porción del TFDP inmediatamente proximal a la bolsa navicular posee una zona dorsal de fibrocartílago, bien definida y rica en fibras de elastina, carece de zona de fibrocartílago a niveles más distales. La razón de la presencia de esta fina línea en las imágenes T1 SPGR en la zona dorsal del TFDP a nivel del hueso navicular, por tanto, no está clara a menos que exista un resto de fibrocartílago procedente de la zona dorsal más proximal (SCHRAMME y col., 2009).

En un trabajo realizado *post mortem*, con un equipo de bajo campo magnético (0,25T), en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SE, DP TSE, T2 TSE y T1 GRE, los autores señalaron que, en las potenciadas en T1 GRE, en todas las series que se obtuvieron con cierto ángulo con respecto a la perpendicular al campo magnético principal, se observó una señal focal lineal hiperintensa en relación con el resto del tendón; esta señal aparecía siempre en el aspecto palmar de uno de los lóbulos de la región distal del TFDP, lo que creaba una apariencia asimétrica de estos lóbulos en los cortes transversales y coronales; la señal aparecía en el lóbulo lateral o medial según la dirección del tendón y la intensidad de señal dependía del grado de inclinación. Este incremento de intensidad de señal también estaba presente en T1 SE y DP TSE, aunque menos pronunciado que en T1 GRE; sin embargo, no fue observado ningún incremento de intensidad de señal en las imágenes potenciadas en T2 TSE. En algunos ángulos en que se realizaron los estudios, se pudo observar una hiperintensidad de señal en la zona dorsal del lóbulo opuesto e, incluso, en algunas imágenes, la hiperintensidad dorsal y palmar formaban un continuo a través de la unión de los dos lóbulos a nivel del hueso navicular. Cuando esta hiperintensidad palmar estaba presente, siempre se daba a nivel del navicular, los ligamentos colaterales de éste y la zona distal de la falange media; esta zona se extendía más en dirección distal con el aumento del ángulo de la posición de la extremidad en relación con la posición inicial, perpendicular al campo magnético principal e imitando el decúbito lateral del animal, llegando, en ocasiones, a nivel del ligamento sesamoideo distal impar; por el contrario, cuando la hiperintensidad de señal dorsal estaba presente, siempre ocurría a nivel del hueso navicular y del ligamento sesamoideo distal impar y, en ocasiones, se extendía a nivel de los ligamentos colaterales del navicular y a la región distal de la falange media; según los autores, esto se debe a un efecto de ángulo mágico, con la particularidad de que, esta apariencia focal lineal vendría dada por la orientación divergente, de proximal a distal, de las fibras más superficiales del aspecto palmar del TFDP, que se da desde el nivel de la región distal

de la falange media hasta el hueso navicular, mientras que, en el aspecto dorsal del TFDP, las fibras superficiales convergen de proximal a distal, a nivel del hueso navicular y del ligamento sesamoideo distal impar; esto explicaría la asociación de hiperintensidad de señal en el aspecto palmar de un lóbulo con la hiperintensidad de señal en el aspecto dorsal del otro, ya que las fibras de estas dos zonas son paralelas las unas a las otras; por su parte, el grado de convergencia o divergencia explicaría el nivel al que se observaría esta hiperintensidad, dándose el fenómeno en la zona palmar desde un punto más proximal que el dorsal (SPRIET y MCKNIGHT, 2009). La apariencia del artefacto de ángulo mágico en el TFDP, en este último estudio, es diferente a la previamente publicada respecto a sistemas de alto campo magnético, debido a la diferente orientación del campo magnético principal, ya que, en la mayoría de los sistemas de alto campo, el vector del campo magnético principal se sitúa paralelo al eje longitudinal de la extremidad en él posicionada, lo que conduce a un incremento difuso de la intensidad de señal en la parte distal del TFDP (BUSONI y SNAPS, 2002). Para SPRIET y MCKNIGHT (2009), con sistemas de RM de bajo campo y con el eje largo de la extremidad colocado perpendicularmente al vector del campo magnético principal, el efecto de ángulo mágico da lugar a una apariencia asimétrica de los dos lóbulos del TFDP, y esto puede dar lugar a malas interpretaciones de lesiones superficiales del tendón; por eso, cuando se observan cambios en la señal, en las imágenes potenciadas en T1 o DP, el tendón debería ser comparado siempre con imágenes T2 de la familia SE, que para estos autores, no son susceptibles a este artefacto con equipos de bajo campo, por lo tanto, si las lesiones fueran reales, deberían ser claramente visibles en las imágenes potenciadas en T2 TSE. Los cambios de señal sin cambios morfológicos asociados o sin hallazgos asociados en las estructuras de alrededor, tienen una probabilidad mayor de ser artefactos; la asociación del efecto de ángulo mágico en el TFDP y en los ligamentos colaterales de la articulación interfalangiana distal con el mismo cambio de posición, puede ser útil para facilitar el reconocimiento de este artefacto, por lo que los cambios en la apariencia del ligamento colateral de la articulación interfalangiana distal se deberían interpretar en concordancia con la apariencia del TFDP y viceversa; es decir, si se observa un incremento de la intensidad de señal en un ligamento colateral de la articulación interfalangiana distal, el aspecto palmar del lóbulo del TFDP del mismo lado debería ser examinado cuidadosamente y, si se observa también en él un incremento de intensidad de señal en esa zona, esta señal del ligamento colateral, lo más probable es que sea debida a un artefacto, mientras que,

si el TFDP tiene una intensidad de señal normal, lo más probable es que se debiera a una lesión real.

DYSON y MURRAY (2007b), en un trabajo realizado sobre casos clínicos, del que los autores no especifican si se realizó *in vivo*, mediante un sistema de alto campo magnético, con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR, señalan que las inserciones de las ramas del ligamento suspensor del menudillo y de los ligamentos sesamoideos distales cortos, cruzados, oblicuos y recto, tenían una intensidad de señal más heterogénea y alta que la del tendón TFDP; estos autores también señalan que hay una señal focal hiperintensa en la zona axial de la cara palmar del tendón que representa un vaso sanguíneo.

En un estudio *post mortem* reciente, realizado sobre extremidades aisladas, en el que se compararon imágenes obtenidas mediante bajo campo magnético (0,27T), colocadas las extremidades en posición de carga con unos 450N de fuerza, y mediante alto campo magnético (1,5T), colocadas sin fuerza de carga, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, T2 FSE y T2 FSTIR mediante el sistema de bajo campo, e imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR mediante el sistema de alto campo, según los autores, el tendón flexor digital profundo, en la región metacarpofalangiana, tenía una señal homogénea de baja intensidad, a excepción del aspecto palmar de la articulación metacarpofalangiana, donde el tendón se adapta al ángulo formado por la articulación, y lugar en el que había una zona lineal de intensidad de señal intermedia, dentro del tercio dorsal del tendón, observable en los cortes sagitales y transversales; los autores, asocian esta imagen a cambios estructurales en el tendón, secundarios a la compresión de esta estructura contra la zona proximal del ligamento intersesamoideo; en los cortes sagitales aparecían unas líneas sutiles de intensidad de señal intermedia, que se situaban hacia los márgenes dorsal o palmar de uno, otro o ambos tendones flexores digitales, que los autores asociaban a artefactos; en los cortes transversales de las imágenes obtenidas mediante alto campo magnético, el paratenón palmar del TFDP era de mayor grosor que el dorsal de éste y que el borde palmar del TFDS, tenía una intensidad de señal intermedia y daba una ligera apariencia irregular al borde palmar del TFDP; además, en algunas de estas imágenes transversales, estaban presentes áreas focales muy pequeñas, de alta intensidad de señal, dentro del cuerpo del TFDP; por el contrario, en las imágenes de bajo campo, ni se pudo

diferenciar el paratenón, ni se observaron estas áreas focales en ninguna de las imágenes (SMITH y col., 2011).

A.5.3. *Ms lumbricale. Músculos lumbricales*

Anatomía

Son dos músculos fusiformes muy delgados que se localizan a cada lado de los tendones flexores digitales, proximalmente al menudillo; nacen en el tensor flexor digital profundo y terminan en el tejido fibroso del espolón. Su acción no es apreciable y su tamaño está sujeto a muchas variaciones; a menudo poseen muy poco tejido muscular, aunque es constante la presencia de un pequeño tendón.

BINDEUS y col. (1999) los describe como parte de los músculos digitales cortos y rudimentarios en los caballos, pequeños, de color rojo claro y localizados adyacentes a la porción proximal del TFDP en la articulación del menudillo. Los tendones de estos músculos se extienden palmares al ligamento anular hacia el tejido blando y las fascias. Describen también su origen en el TFP y su tamaño como bastante variable; los autores afirman que no se ha descrito ninguna función específica de estos músculos y muchos tratados de anatomía ni siquiera mencionan su existencia, ya que no son estructuras anatómicas constantes, aunque hay estudios en los que se han encontrado hasta en un 9,5% de las extremidades estudiadas.

IRM de los músculos lumbricales

En un estudio *post mortem* fueron identificados como estructuras tubulares bien definidas, de señal hiperintensa en las imágenes potenciadas en T1 SE, T2 SE y en T2* GRE, con una intensidad de señal mayor que la típica de otros grupos musculares; podrían confundirse con la vaina sinovial de los tendones flexores digitales por lo que sería aconsejable realizar, al menos, cortes en dos planos diferentes (BINDEUS y col., 1999).

A.6. Extensores del carpo y del dedo

A.6.1. *Ms extensor digitorum communis. Músculo extensor digital común*

Anatomía

Se origina en la fosa coronoides situada en la parte craneal de la extremidad distal del húmero, en la tuberosidad lateral del extremo proximal del radio, en el ligamento colateral lateral del codo y el borde lateral del radio a nivel de la unión de sus tercios proximal y medio, en la superficie lateral del cuerpo cubital y en la fascia del antebrazo; discurre distalmente y pasa a ser tendinoso para finalmente insertarse en la superficie dorsal de los extremos proximales de la primer y segunda falanges y, finalmente, en la apófisis extensora de la tercera falange; debido a su origen, tiene además, funciones flexoras del codo. Normalmente se pueden distinguir en él, al menos, dos cabezas, aunque la división es siempre más o menos artificial:

- La cabeza humeral que constituye el grueso del músculo nace de la porción craneal del epicóndilo lateral del húmero, conjuntamente con el músculo extensor carporradial y el tendón de origen se adhiere a la cápsula de la articulación del codo; su vientre, fusiforme, termina en un punto cercano al tercio distal del radio; el tendón aparece sobre la superficie del músculo hacia la mitad del vientre y va desviándose suavemente desde la parte craneal y lateral del radio y de la articulación del carpo, sobre los que discurre, hasta llegar a la línea media del miembro cerca del menudillo; ligeramente distal a la mitad de la falange proximal se une a las ramas del tendón interóseo haciéndose mucho más ancho.
- La pequeña cabeza nace, fundamentalmente del radio y del cúbito y, a menudo, se divide en dos partes:
 - La cabeza radial, que nace en la tuberosidad lateral y el borde del radio además de en el ligamento lateral de la articulación del codo, y que posee un vientre plano con un tendón delicado.
 - La cabeza cubital, que es la división más pequeña y nace en el cúbito cerca del espacio interóseo, que posee un vientre redondeado con un tendón delicado.

IRM del músculo extensor digital común

No hemos encontrado en la bibliografía consultada referencias a la IRM del cuerpo muscular en sí; solamente a su tendón de inserción.

IRM del tendón extensor digital común

En las imágenes potenciadas en T1 SE convencionales, obtenidas *post mortem*, a una altura inmediatamente proximal al hueso navicular, en un corte transversal, aparece como una amplia área de baja intensidad de señal, dorsal a la falange media; en los cortes a la altura del tercio distal del tercer metacarpiano, se observa como una estructura de baja intensidad de señal, entre negra y gris oscura, en la superficie dorsal de dicho hueso y rodeado de tejido conectivo graso y vascular de alta intensidad de señal (PARK y col., 1987). HEVESI y col. (2004) afirman que, en imágenes obtenidas también *post mortem*, potenciadas en T1 pero utilizando la opción IR con un tiempo de inversión de 150ms, el área de inserción aparece con una intensidad de señal reducida, mientras que otras áreas del tendón, se presentan casi desprovistas de señal.

En otro trabajo realizado *post mortem*, con equipos de alto (1,5T) y bajo campo (0,27T), en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR con el equipo de alto campo y en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE y T2 STIR FSE con el equipo de bajo campo, según los autores, este tendón, a nivel de la articulación carpometacarpiana, donde discurre justo dorsal al ligamento colateral lateral del carpo, tenía una forma oval alargada en las imágenes transversales y presentaba una intensidad de señal baja y homogénea, con márgenes lisos bien definidos; distalmente se desplazaba a una posición más dorsolateral (NAGY y DYSON, 2009).

DYSON y MURRAY (2007b), en un trabajo realizado sobre casos clínicos, del que no se especifica si se realizó *in vivo*, utilizando un sistema de alto campo magnético, con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR, señalan que el tendón extensor digital común tenía una intensidad de señal más homogénea y baja que las inserciones de cada rama del ligamento suspensor del menudillo y los ligamentos sesamoideos distales cortos, cruzados, oblicuos y recto.

Otro estudio *post mortem*, realizado sobre extremidades aisladas, en el que se compararon imágenes obtenidas mediante bajo campo magnético (0,27T), colocadas las

extremidades en posición de carga con unos 450N de fuerza, y mediante alto campo magnético (1,5T), colocadas sin fuerza de carga, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, T2 FSE y T2 FSTIR mediante el sistema de bajo campo, e imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR mediante el sistema de alto campo, se indicó que, en la región metacarpo falangiana, este tendón daba lugar a una señal uniforme de intensidad baja; sus márgenes estaban rodeados por fascia, que tenía una intensidad de señal intermedia en todas las imágenes, y el tendón era visible con márgenes nítidos tanto en las imágenes de bajo como en las de alto campo (SMITH y col., 2011).

En un estudio más, realizado *post mortem*, sobre extremidades aisladas de caballos mayores de 3 años, en el que se utilizó un equipo de RM de alto campo (1,5T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE Y T2 FSTIR, y un equipo de RM de bajo campo (0,27T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE Y T2 FSTIR, la baja intensidad de señal de del tendón extensor digital común, a la altura del carpo, estaba interrumpida por un número variable de bandas oblicuas de intensidad de señal intermedia en el 73,3% de las extremidades estudiadas, por lo tanto, tenía una apariencia rayada en los cortes sagitales y coronales en las imágenes potenciadas en T1 SPGR y T2* GRE de alto campo, y una intensidad de señal baja o intermedia en los cortes transversales que se correspondían con la zona de la localización de las bandas; estas bandas, sólo ocasionalmente pudieron identificarse con claridad en las imágenes potenciadas en T2 STIR de alto campo; en las imágenes de bajo campo magnético, estas bandas fueron identificadas solamente si estaba bien separada una de la otra en las imágenes de alto campo pues, si estaban cerca una de la otra, aparecían como un área mayor de intensidad de señal intermedia dentro del tendón en todas las potenciaciones y secuencias utilizadas con este equipo (NAGY y DYSON, 2011).

A.6.2. *Ms extensor digitorum lateralis. Músculo extensor digital latera*

Anatomía

Se origina en la cabeza lateral del radio y discurre distalmente por el antebrazo para llegar a insertarse su tendón en el aspecto dorsolateral de la epífisis proximal de la primera falange; se encuentra incluido en una lámina formada por la fascia profunda y su vientre es delgado y fusiforme, y termina en el tercio distal del antebrazo.

IRM del músculo extensor digital lateral

No hemos encontrado, en la bibliografía consultada, ninguna referencia expresa a la señal de IRM del cuerpo muscular.

IRM del tendón del músculo extensor digital lateral

En las imágenes potenciadas en T1 SE convencionales, obtenidas *post mortem*, en los cortes transversales a la altura del tercio distal del tercer metacarpiano, se observa como una estructura redondeada, de baja intensidad de señal, entre negra y gris oscura, localizada en la superficie dorsolateral de dicho hueso y rodeado de tejido conectivo graso y vascular de alta intensidad (PARK y col., 1987).

En otro trabajo realizado *post mortem*, con equipos de alto (1,5T) y bajo campo (0,27T), en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR con el equipo de alto campo y en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE y T2 STIR FSE con el equipo de bajo campo, este tendón, a nivel de la articulación carpometacarpiana, donde discurre en profundidad al ligamento colateral lateral del carpo, es más fácilmente identificable distalmente a la inserción de este ligamento y, en las imágenes transversales, tiene una forma alargada y una intensidad de señal baja y homogénea, apareciendo sus márgenes, a veces, ligeramente irregulares (NAGY y DYSON, 2009).

DYSON y MURRAY (2007b), en un trabajo realizado sobre casos clínicos, del que los autores no especifican si se realizó *in vivo*, utilizando un sistema de alto campo magnético con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR, señalan que el tendón extensor digital lateral tiene una intensidad de señal más homogénea y baja que las inserciones de cada rama del ligamento suspensor del menudillo y que los ligamentos sesamoideos distales cortos, cruzados, oblicuos y recto.

En un estudio *post mortem*, realizado sobre extremidades aisladas, en el que se compararon imágenes obtenidas mediante bajo campo magnético (0,27T), colocadas las extremidades en posición de carga con unos 450N de fuerza, y mediante alto campo magnético (1,5T), colocadas sin fuerza de carga, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, T2 FSE y T2 FSTIR mediante el sistema de bajo campo, e imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR mediante el sistema

de alto campo, en la región metacarpo falangiana, este tendón daba lugar a unan señal uniforme de intensidad baja; sus márgenes estaban rodeados por fascia, que tenía una intensidad de señal intermedia en todas las imágenes; el tendón era visible, con márgenes nítidos, tanto en las imágenes de bajo como en las de alto campo (SMITH y col., 2011).

En otro trabajo realizado también *post mortem*, sobre extremidades aisladas de caballos mayores de 3 años, en el que se utilizó un equipo de RM de alto campo (1,5T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE Y T2 FSTIR, y un equipo de RM de bajo campo (0,27T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE Y T2 FSTIR, el pequeño tendón extensor digital lateral corría bajo el ligamento colateral lateral del carpo, y las dos estructuras no siempre se pudieron diferenciar claramente (NAGY y DYSON, 2011).

3.3.3.6.B. MÚSCULOS DEL MIEMBRO PELVIANO

B.1. Flexores de la babilla

B.1.1. Ms bíceps femoris. Músculo bíceps femoral

Anatomía

Se origina en el ligamento sacroilíaco dorsal, en la fascia glútea, en el ligamento sacroespinotuberoso, en la tuberosidad isquiática y alguna fibra en el tercer trocánter del fémur; tiene tres tendones de inserción, uno que llega al ligamento femorrotuliano lateral, otro a la porción lateral de la fascia crural y el tercero pasa a formar parte del tendón calcáneo común.

B.1.2. Ms semitendineus. Músculo semitendinoso

Anatomía

Tiene dos cabezas de origen: una en las apófisis transversas de las vértebras caudales I y II, la fascia de la cola y el *septum* intermuscular entre este músculo y el bíceps femoral; y la otra en la superficie ventral de la tuberosidad isquiática. En cuanto a su inserción, uno de sus tendones llega a la tibia, en su borde craneal, justo distalmente al ligamento colateral medial de la articulación femorotibial, mientras que y el otro se

inserta en la fascia crural y en la tuberosidad calcánea, entrando a formar parte del tendón calcáneo común.

B.1.3. *Ms semimembranosus. Músculo semimembranoso*

Anatomía

Se origina en la fascia caudal, en el borde posterior del ligamento sacroespinituberoso y en la parte caudal de la tuberosidad isquiática, para llegar a insertarse en el epicóndilo medial del fémur, caudalmente al ligamento colateral medial de la babilla.

B.1.4. *Ms popliteus. Músculo poplíteo*

Anatomía

Su tendón de origen está en la fosa polítea del fémur y se trata de un tendón intracapsular; por su parte, el de inserción forma parte del tendón calcáneo común, teniendo así también una función extensora del tarso.

B.2. Extensores de la babilla

B.2.1. *Ms quadriceps femoralis. Músculo cuádriceps femoral*

Anatomía

Se inserta, mediante un único tendón, en el borde proximal de la rótula; se trata un músculo de grandes dimensiones, con cuatro cabezas musculares, que es el único fijador de la rótula; tiene una importante función dentro del aparato de sostén pasivo o sistema recíproco del miembro posterior del equino; sus cuatro cabezas o vientres musculares son:

- *Ms vastus medialis*. Músculo vasto medial. Se origina en la cara rugosa del fémur.
- *Ms vastus intermedius*. Músculo vasto intermedio. Se origina en la superficie dorsal del fémur.
- *Ms vastus laterales*. Músculo vasto lateral. Se origina en la superficie lateral del fémur.

- *Ms rectus femoralis*. Músculo recto femoral. Se origina en las fosas lateral y medial del ilion y constituye la porción craneal del muslo.

B.2.2. Ms sartorius. Músculo sartorio

Anatomía

Se origina en la fascia ilíaca y en el ligamento inguinal, y discurre por la cara craneomedial del muslo para insertarse en el ligamento femorrotuliano medial y en la fascia crural.

B.2.3. Ms tensor fasciae latae. Músculo tensor de la fascia lata

Anatomía

Se origina en el ala del ilion y llega a insertarse en la fascia lata.

B.3. Flexores del tarso

B.3.1. Ms tibialis cranialis. Músculo tibial craneal

Anatomía

Se origina en el cóndilo lateral y el borde de la tibia y en una pequeña zona sobre la superficie lateral de la tuberosidad tibial además de en la fascia crural; posee dos tendones de inserción: uno que llega ala cresta del extremo proximal del tercer metatarsiano en su superficie dorso lateral y otro que se desplaza medialmente hacia los huesos tarsianos I, II y III que recibe el nombre de tendón cuneano. Su origen es carnoso y su vientre se une mediante fibras tendinosas y carnosas al músculo peroneo tercero, terminando muy cerca del tarso.

IRM del músculo tibial craneal

No hemos encontrado referencias al cuerpo muscular en la bibliografía consultada.

IRM del tendón del músculo tibial craneal

Sólo hemos encontrado una pequeña referencia a uno de los tendones de este músculo, BLAIK y col. (2000) en un trabajo realizado *post mortem*, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 y T2, identificaron su tendón medial (cuneano)

en las imágenes de los cortes sagitales que cruzaban el centro de la extremidad en las imágenes potenciadas en T1, en las que tenía una apariencia oval de baja intensidad de señal, y se situaba en la cara dorsal del tarso, pero, ni siquiera en estas imágenes fue visualizado claramente.

B.3.2. Ms peroneus tertius. Músculo tercer peroneo

Anatomía

Es una estructura tendinosa de gran importancia en el sistema recíproco del miembro posterior equino, que se origina en la fosa extensora del epicóndilo lateral del fémur, en conexión con el músculo extensor digital largo, y se inserta en la cara dorsal de los huesos tercer y cuarto tarsianos, el calcáneo, y el tercer metatarsiano, mediante dos tendones, uno lateral y otro más medial.

B.4. Extensores del tarso

B.4.1. Ms triceps surae. Músculo tríceps sural

Anatomía

Este término se utiliza para el conjunto formado por los dos músculos gastrocnemios y el sóleo, y es el principal contribuyente al tendón calcáneo común.

B.4.1.1. Ms gastrocnemius. Músculo gastrocnemio

Se origina en las fosas supracondíleas del fémur y se inserta en la parte proximal y dorsal de la tuberosidad calcánea; posee dos cabezas:

- *Caput laterale*. Cabeza lateral. Se origina en la tuberosidad supracondílea lateral (borde de la fosa supracondílea).
- *Caput mediale*. Cabeza medial. Se origina en la tuberosidad supracondiloidea medial.

B.4.1.2. Ms soleus. Músculo sóleo

Se origina en la cabeza del peroné y, junto con los anteriores, su tendón de inserción forma parte del tendón calcáneo común.

B.4.1.3. Ms popliteus. Músculo poplíteo

Anatomía

Es un músculo triangular y grueso, que se asienta sobre la superficie caudal de la tibia, proximal a la línea poplíteo; se origina en la pequeña depresión existente sobre el epicóndilo lateral del fémur, muy cerca de la superficie articular y bajo el ligamento colateral lateral de la articulación femorotibiorrotuliana, y se inserta en la zona triangular de la superficie caudal de la tibia, proximal y medialmente a la línea poplíteo, así como en la mitad proximal del borde medial de la tibia y en una parte adyacente estrecha de la superficie medial de ésta.

B.5. Flexores del tarso y extensores del dedo

B.5.1. Ms extensor digitorum longi. Músculo extensor digital largo

Anatomía

Se origina en la fosa extensora del fémur y discurre craneal y dorsalmente a lo largo de todo el miembro hasta insertarse en las superficies dorsales de los extremos proximales de la primera y segunda falanges y la apófisis extensora de la tercera.

IRM del músculo extensor digital largo

No hemos encontrado referencias al cuerpo muscular en la bibliografía consultada.

IRM del tendón del músculo extensor digital largo

BLAIK y col. (2000) afirman que, en un trabajo *post mortem*, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 y T2, fueron las potenciadas en T1, de los cortes transversales, las que permitieron una mejor evaluación de este tendón a su paso por el tarso; en estos cortes aparecía como una estructura redonda u oval, de baja intensidad de señal, que discurría por el aspecto dorsal del tarso; sin embargo, los cortes sagitales y coronales no permitieron una buena visualización de esta estructura.

B.5.2. Ms extensor digitorum lateralis. Músculo extensor digital lateral

Anatomía

Se origina en el epicóndilo lateral del fémur, paralelo al ligamento colateral lateral de la babilla, y su tendón se inserta en el del extensor digital largo a nivel de la cara dorsal de la caña, distalmente al retináculo distal del tarso.

IRM del músculo extensor digital lateral del miembro pelviano

No hemos encontrado referencias al cuerpo muscular en la bibliografía consultada.

IRM del tendón del músculo extensor digital lateral.

BLAIK y col. (2000), en un trabajo *post mortem*, en que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 y T2, afirman que fueron las imágenes potenciadas en T1, de los cortes transversales, las que permitieron una mejor evaluación de este tendón a su paso por el tarso; en estos cortes aparecía como una estructura redonda u oval de baja intensidad de señal que discurría por el aspecto lateral del tarso. Los cortes sagitales y coronales no permitieron una buena visualización del mismo.

DYSON y MURRAY (2007b), en un trabajo realizado sobre casos clínicos, del que los autores no especifican si se realizó *in vivo*, utilizando un sistema de alto campo magnético, con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR, señalan que el tendón extensor digital lateral tenía una intensidad de señal más baja y homogénea que las inserciones de cada rama del ligamento suspensor del menudillo y que los ligamentos sesamoideos distales cortos, cruzados, oblicuos y recto.

B.5.3. Músculo extensor digital corto o breve

Anatomía

Se origina en ligamento colateral lateral del tarso, en el tendón lateral del músculo peroneo tercero y en el retináculo extensor medio, y se inserta en los tendones extensores digitales largo y lateral; es un delgado músculo triangular que ocupa el ángulo formado por la unión de los tendones en los que se inserta (KAINER, 2003).

B.6. Extensores del tarso y flexores del dedo

B.6.1. Ms flexor digitorum superficialis. Músculo flexor digital superficial

Anatomía

Se localiza entre las dos cabezas del gastrocnemio y se origina en la fosa supracondílea del fémur, es tendinoso en casi toda su extensión, con un vientre muscular muy poco desarrollado, y discurre distalmente envolviendo al tendón del calcáneo; forma una robusta inserción a los lados del calcáneo y algunas de sus fibras se insertan en la tuberosidad de este hueso formando el casquete calcáneo; su extremo distal lo hace de forma similar a su homónimo del miembro torácico, constituyendo, de esta manera, un elemento fundamental del sistema recíproco del miembro posterior equino.

IRM del músculo flexor digital superficial del miembro pelviano

No hemos encontrado referencias al cuerpo muscular en la bibliografía consultada.

IRM del tendón del músculo flexor digital superficial del miembro pelviano

DYSON y MURRAY (2007b), en un trabajo realizado sobre casos clínicos, del que los autores no especifican si se realizó *in vivo*, utilizando un sistema de alto campo magnético, con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR, señalan que el TFDS tenía una intensidad de señal más homogénea y baja que las inserciones de cada rama del ligamento suspensor del menudillo y que los ligamentos sesamoideos distales cortos, cruzados, oblicuos y recto.

Para BLAIK y col. (2000), los cortes transversales y sagitales fueron los mejores a la hora de evaluar las estructuras tendinosas y ligamentosas que rodean al tarso; el patrón fibroso lineal de estas estructuras se observa mejor en los cortes sagitales. A nivel del tarso, el TFDS, en las imágenes potenciadas en T1, en los cortes transversales y sagitales, se observa claramente, apareciendo como una banda lineal de baja intensidad de señal a lo largo del aspecto plantar de la articulación; sin embargo, en los cortes coronales no pudo ser identificado.

B.6.2. Ms flexor digitorumprofundi. Músculo flexor digital profundo del miembro pelviano

Anatomía

Es un músculo con cuatro cabezas que se fusionan en un único tendón, que se inserta en la línea semilunar de la tercera falange y en la superficie de cartílago ungular:

- *Ms flexor digitorummedialis*. Músculo flexor digital largo. Se origina en el borde caudal del cóndilo lateral de la tibia.
- *Ms tibialis caudalis*. Músculo tibial caudal o flexor digital caudal. Se origina en el borde del cóndilo lateral de la tibia, inmediatamente caudal a la cara para el peroné.
- *Ms flexor digitorumlateralis*. Flexor largo del primer dedo. Se origina en el tercio medio de la superficie caudal y parte proximal del borde lateral de la tibia, en el borde caudal del peroné y en el ligamento interóseo. Es relevante que, el tendón, es parcialmente cartilaginoso (fibrocartílago) para facilitar su deslizamiento sobre el calcáneo.
- *Lig. Accesorium*. Ligamento accesorio del TFDP del miembro pelviano, brida subtarsiana o banda moderadora. Se origina en la epífisis proximal del metatarso, como continuación fibrosa del ligamento plantar del tarso, y se une al tendón común flexor digital profundo a nivel del tercio medio de la caña; se considera la cabeza tarsiana del músculo flexor digital profundo.

IRM del músculo flexor digital profundo del miembro pelviano

No hemos encontrado en toda la bibliografía revisada referencias a la IRM del cuerpo muscular, aunque sí a la parte tendinosa.

IRM del tendón del músculo flexor digital profundo del miembro pelviano

Para BLAIK y col. (2000), los cortes transversales y sagitales fueron los mejores a la hora de la evaluación de las estructuras tendinosas y ligamentosas que rodean el tarso; el patrón fibroso lineal de estas estructuras se observa mejor en los cortes sagitales; mientras que, en los cortes transversales, los tendones flexor y extensor, sus vainas

asociadas y sus relaciones con las estructuras óseas, se reconocieron perfectamente. Tanto tendones como ligamentos, en las imágenes potenciadas en T1 y T2, presentaban una baja intensidad de señal, apareciendo oscuros; sin embargo, el TFDP, en las imágenes de cortes transversales más proximales, presentaba una intensidad de señal intermedia, lo que, los autores achacaron a la presencia de fibras musculares; este tendón, así como su vaina asociada, se evaluaron de manera más completa a su paso sobre el aspecto plantaromedial de la extremidad, mediante las imágenes potenciadas en T1 transversales; no obstante, las imágenes sagitales potenciadas en T2 proporcionaron un excelente contraste entre el tendón, el fluido y los tejidos de su vaina.

En las imágenes potenciadas en T1 SE convencionales obtenidas *post mortem*, a priori, exceptuando el área de inserción, aparecía como una estructura de baja intensidad de señal. En potros neonatos, en T1 SE a la altura del hueso navicular, el TFDP presentaba, en todo su grosor, una intensidad de señal extremadamente baja; en las imágenes potenciadas en T1 mediante secuencias SE, tanto en caballos adultos como en potros neonatos, cuando eran obtenidas utilizando la opción IR con un tiempo de inversión de 150ms, la intensidad de señal de la zona de inserción en caballos adultos era reducida, mientras que otras partes del tendón estaban casi desprovistas de señal en adultos y eran de intensidad extremadamente baja en potros neonatos; en las imágenes potenciadas en T2 TSE sin supresión selectiva de la señal grasa, el TFDP, tanto en adultos como en potros neonatos, presentaba una clara carencia de señal; en imágenes potenciadas en T2* GRE, en el plano sagital, el área de inserción del TFDP fue descrita como una estructura que presentaba una intensidad de señal extremadamente alta en caballos adultos, mientras que el resto del tendón se caracterizó por una intensidad de señal extremadamente baja; en potros neonatos, sin embargo, aunque ciertamente el tendón tenía baja intensidad de señal, su inserción presentaba una intensidad de señal media, no extremadamente alta (HEVESI y col., 2004).

En un trabajo realizado *in vivo*, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 mediante secuencias SPGR, en T2* mediante secuencias GRE con y sin supresión selectiva de la grasa, todas diseñadas para su tratamiento tridimensional posterior, y en T2 mediante secuencias STIR con la opción Fast, también se observó una señal brillante cerca de la inserción del tendón, según los autores, debido a un artefacto de ángulo mágico; esto fue más evidente en las imágenes potenciadas en T1 SPGR que en T2 (DYSON y col., 2003).

MURRAY y col. (2009), en un estudio *post mortem* del que no concretaron si se utilizaron extremidades anteriores o posteriores, en el que se comparaba la imagen generada por un equipo de baja intensidad de campo con otro de alta intensidad, afirman que, en las imágenes potenciadas en T1, T2 y T2*, el TFDP normal tenía una intensidad de señal baja y uniforme, apareciendo alguna separación septal en las imágenes de alto campo que no se apreciaba en las de bajo campo. Distalmente al hueso navicular y cerca de la inserción, la intensidad de señal estaba incrementada en las imágenes de alto campo, hecho más marcado en las imágenes potenciadas en T1, pero estaba ausente en las imágenes de bajo campo. El aspecto dorsal del tendón era liso y estaba claramente separado del fluido de la bolsa navicular en las imágenes potenciadas en T2 y T2* para los dos tipos de imán. Según los autores, en las imágenes de alto campo potenciadas en T1, el artefacto de ángulo mágico conduce a un incremento de la intensidad de señal dentro de la porción del TFDP distal al hueso navicular y, en comparación con las imágenes de bajo campo potenciadas en T1, esta estructura presenta una mayor intensidad de señal.

DYSON y MURRAY (2007b), en un trabajo realizado sobre casos clínicos, del que los autores no lo especifican si se realizó *in vivo*, con un sistema de alto campo magnético en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR, señalan que el TFDP tenía una intensidad de señal más homogénea y baja que las inserciones de cada rama del ligamento suspensor del menudillo y que los ligamentos sesamoideos distales cortos, cruzados, oblicuos y recto; estos autores, también señalan que hay una señal focal hiperintensa en la zona axial de la cara plantar del tendón que representa un vaso sanguíneo.

3.3.3.6.C. FASCIAS Y RETINÁCULOS

Existen otras estructuras de tejido conjuntivo rico en colágeno, que sirven para mantener los músculos y tendones en sus relaciones anatómicas normales, de tal forma que puedan realizar su función de forma adecuada; se trata de las fascias y de los retináculos.

C.1. Fascias

Generalidades anatómicas

Las fascias son estructuras que recubren las masas musculares y llegan a insertarse en otras estructuras, en ocasiones como si se tratase de un tendón, y por lo general lo hacen por medio de una aponeurosis; normalmente, en cada grupo muscular, podemos distinguir una fascia superficial y otra profunda, y destacan, por la presión que ejercen, la fascia antebraquial y la crural.

C.1.1. *Fascia antebrachii.Fascia antebraquial*

Anatomía

Forma un revestimiento muy fuerte y completo para todos los músculos de la región y se compone de dos capas:

- La fascia superficial, que es delgada y se fusiona en el carpo con la fascia profunda, proporcionando inserción al músculo transverso pectoral.
- La fascia profunda, que es muy fuerte, de naturaleza tendinosa y recibe la inserción del músculo tensor de la fascia del antebrazo en su porción proximal y media; en su parte proximocraneal y lateral se insertan la porción cleidobraquial del músculo braquiocefálico y el bíceps braquial. Se inserta en el codo, en la tuberosidad mayor del húmero, en la tuberosidad lateral del radio, en el cúbito y en los ligamentos colaterales del codo; sobre la superficie medial del antebrazo, se confunde con el periostio del radio; está muy adherida a la superficie de los músculos extensores del carpo y de los dedos, y poco adherida a los flexores; cerca del carpo se mezcla con los tendones que se unen al hueso accesorio. Desde su cara profunda surge un “septo intermuscular”, que forma láminas para los músculos y está unido a los huesos subyacentes; los principales septos o *septum* son:
 - El que pasa entre los músculos extensor digital común, el extensor digital lateral y cúbito lateral.
 - El que pasa entre el extensor digital común y el extensor carporradial.

- El que pasa entre el extensor digital lateral y el extensor carpocubital.

C.1.2. Fascia carpiana

Anatomía

Es una continuación directa de la antebraquial, y está unida principalmente a las apófisis estiloides lateral y medial del extremo distal del radio, al hueso accesorio y a los ligamentos colaterales del carpo; dorsalmente forma el retináculo extensor del carpo y, en la cara palmar, el retináculo flexor; por lo tanto, forma parte y completa medialmente al canal carpiano.

C.1.3. Fascia del metacarpo y los dedos

Anatomía.

No presenta características especiales, pero su capa o fascia profunda está complicada por la existencia de varios ligamentos anulares palmares y anulares digitales; en la cara dorsal del metacarpo se distingue perfectamente del periostio; en la parte proximal de la superficie palmar forma una lámina fuerte y gruesa que rodea los tendones flexores de los dedos y se une al hueso metacarpiano; más distalmente, entre los ligamentos anular palmar y anular digital proximal se estrecha, y en la superficie flexora de la articulación del menudillo, se engruesa debido a la existencia de fibras que pasan transversalmente desde un hueso sesamoideo proximal a otro y que forman el ligamento anular palmar del menudillo o metacarpiano transversal superficial, que fija los tendones flexores digitales en el surco sesamoideo convirtiendo éste en el canal intersesamoideo; distalmente existe una segunda lámina cuadrilátera que recibe el nombre de ligamento anular digital proximal y que se adhiere al tendón flexor digital superficial. Esta fascia se fija por medio de dos bandas a los extremos de los bordes de la falange proximal, por lo que mantiene juntos, firmemente, los tendones flexores de los dedos; un poco más distalmente, existe una lámina fibrosa concéntrica que cubre la expansión terminal del tendón flexor digital profundo y que se denomina ligamento anular digital distal, cuya cara superficial está cubierta casi totalmente por la almohadilla digital, mientras que su cara profunda se adhiere en su mayor parte al tendón flexor profundo de los dedos.

La fascia también está conectada con los ligamentos del espolón, que son unas bandas fibrosas estrechas y delgadas que comienzan en la base fibrosa del éste, descienden a ambos lados de la articulación de la cuartilla y cruzan por encima de las arterias y nervios digitales palmares (propios) donde se ensanchan y se unen a la fascia.

C.1.4. Fascia iliaca

Anatomía

Esta estructura cubre la superficie ventral de los músculos iliaco y psoas, a los que se une fuertemente; está insertada medialmente al tendón del psoas menor y lateralmente a la tuberosidad coxal, y se fusiona con la capa profunda de la fascia toracolumbar; su parte craneal es delgada y caudalmente se continúa con el ligamento inguinal y la fascia pelviana; constituye la superficie de origen de los músculos *sartorius*, cremáster y transverso abdominal.

C.1.5. Fascia pelviana

Anatomía

Esta fascia reviste la cavidad homónima en forma de lámina parietal y, en la abertura pelviana caudal, está reflejada sobre las vísceras para formar la capa visceral; también emite láminas que refuerzan distintos pliegues peritoneales en la abertura pelviana craneal.

C.1.6. Fascia glútea

Anatomía

Esta estructura cubre los músculos superficiales de la región y emite tabiques intermusculares; está insertada en las apófisis espinosas sacras, en el ligamento sacroilíaco dorsal y en la tuberosidad del ilion, y se continúa cranealmente con la fascia toracolumbar y caudalmente con la fascia de la cola.

- La fascia o capa superficial es delgada y está íntimamente adherida a la profunda; a nivel de la tuberosidad coxal, presenta una bolsa serosa subcutánea.

- La fascia o capa profunda da origen a fibras de los músculos glúteos superficial y medio, bíceps femoral y del semitendinoso. Los tabiques intermusculares principales son:
 - El que pasa entre los músculos glúteo superficial y bíceps femoral.
 - El que se encuentra entre el bíceps femoral y el semitendinoso, del que se desprende una lámina que pasa entre las porciones media y caudal del bíceps femoral y se inserta en la tuberosidad isquiática.
 - El que se encuentra entre el semitendinoso y el semimembranoso, que se insertan en el ligamento sacrotuberal ancho y en la tuberosidad isquiática, y que constituye el origen de las fibras de la cabeza larga del músculo semimembranoso.

C.1.7. Fascia del muslo

Anatomía

- La fascia superficial no presenta características excepcionales.
- La fascia profunda se divide en fascia lata, que ocupa su superficie lateral y craneal, y fascia femoral media, que cubre los músculos de su superficie medial del muslo.
 - La fascia lata es muy gruesa y fuerte sobre las superficies lateral y craneal; esta parte, que recibe el nombre de fascia lata, es tendinosa y fácilmente separable de los músculos colindantes y se continúa con la fascia glútea; constituye la inserción del músculo tensor de la fascia lata y, en parte, del bíceps femoral, los cuales la tensan; en la babilla, está insertada en la rótula y en los ligamentos rotulianos medio y lateral; medialmente, se continúa con la fascia femoral medial y, además, a partir de ella, surgen los siguientes tabiques intermusculares:
 - El que pasa entre los músculos vasto lateral y bíceps femoral y se inserta en el tercer trocánter femoral.
 - Dos que pasan entre los tres segmentos del bíceps femoral.

- El que pasa entre los músculos bíceps femoral y semitendinoso.
- La fascia femoral medial, en su parte proximal, se une con la lámina femoral de la aponeurosis del músculo oblicuo externo del abdomen; la parte caudal es delgada y se continúa, en dirección craneal, con la fascia lata y en sentido distal con la fascia crural; en el muslo se fusiona con los tendones de los músculos *sartorius* y *gracilis*.

C.1.8. *Fascia crural o de la pierna*

Anatomía

Está formada por tres láminas:

- Dos de ellas recubren toda la región y, por lo tanto, se denominan fascia común; la superficial es una continuación de la del muslo, mientras que la segunda puede ser considerada como una continuación de los tendones de los músculos superficiales de la cadera y del muslo (bíceps femoral, semitendinoso, tensor de la fascia lata, *sartorius* y *gracilis*); las dos láminas, frecuentemente, se fusionan y se insertan en los ligamentos rotulianos medial y lateral, así como en el borde craneal y la superficie medial de la tibia. Cerca de la mitad de la pierna, las dos láminas se unen caudalmente al flexor digital profundo y forman una fuerte banda, que pasa distal y cranealmente a los tendones de los músculos gastrocnemio y flexor digital superficial para insertarse, junto con este último, en la parte dorsal y medial de la tuberosidad calcánea; esta banda constituye el tendón tarsiano de inserción de los músculos bíceps femoral y músculo semitendinoso. Otra banda, de unos 5 cm de ancha, nace en la tuberosidad supracondílea lateral, desciende sobre la cabeza lateral del gastrocnemio y se une con el tendón del flexor digital superficial.
- La tercera lámina forma unos tabiques para los músculos, que constituyen, en parte, el origen de sus fibras; se pueden distinguir entre estos tabiques dos importantes:
 - El que pasa entre los músculos extensores digitales largo y lateral para insertarse en el peroné y en el borde lateral de la tibia.

- El que está situado entre el extensor digital lateral y el flexor digital profundo.

C.1.9. Fascia tarsiana

Anatomía

Esta estructura se fusiona con los ligamentos y las prominencias óseas de la región; es fuerte y tendinosa dorsalmente y, distalmente a la articulación, mantiene en su lugar los tendones extensores digitales largo y lateral; a ambos lados es delgada y se fusiona con los ligamentos; mientras que plantarmente es muy gruesa y fuerte, y forma un ligamento anular que SANCHEZ-VALLE (2008) denomina retináculo flexor de la extremidad pelviana. En su periferia dorsal existen otros tres ligamentos anulares que se corresponderían con los retináculos extensores crural, del tarso y del metatarso, también nombrados por SANCHEZ-VALLE (2008) en su revisión anatómica.

C.1.10. Fascia metatarsiana

Anatomía

No difiere de la correspondiente a la de la región metacarpiana descrita para el miembro torácico.

C.1.11. Fascia digital del miembro pelviano

Anatomía

No difiere tampoco de fascia de los dedos descrita para el miembro torácico.

C.2. Retináculos

Generalidades anatómicas

Los retináculos, por su parte, son estructuras fibrosas que se disponen transversalmente a los tendones en la parte distal de las extremidades donde los ángulos articulares son mayores y obligan a aquellos a discurrir entre éstos y la estructura principal de la extremidad. En el miembro torácico encontramos los retináculos flexor y extensor en el carpo; mientras que, en el pelviano, encontramos los retináculos extensor crural, del tarso, del metatarso del tercer peroneo y flexor.

C.2.1. *Retináculo extensor del carpo, retináculo extensor de la extremidad anterior o ligamento anular dorsal del carpo*

Anatomía

La fascia carpiana está unida a las caras medial y lateral de la zona distal del radio, al hueso accesorio y a los ligamentos colaterales del carpo, formando, en su parte dorsal, el retináculo extensor, que pasa, a modo de puente, sujetando los tendones extensores y sus vainas sinoviales (NAGY y DYSON, 2011).

IRM del retináculo extensor del carpo

En un trabajo realizado *post mortem*, sobre extremidades aisladas de caballos mayores de 3 años, en el que se utilizó un equipo de RM de alto campo (1,5T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 FSTIR, y un equipo de RM de bajo campo (0,27T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE y T2 FSTIR, según los autores, el retináculo extensor pudo ser identificado en las imágenes de RM, sólo ocasionalmente, como una fina estructura de baja intensidad de señal (NAGY y DYSON, 2011).

C.2.2. *Retináculo flexor del carpo, retináculo flexor de la extremidad anterior, ligamento transverso del carpo o ligamento anular del carpo*

Anatomía

Se trata de una porción de la fascia carpiana que se extiende transversalmente y cruza el hueso accesorio del carpo, llegando hasta el ligamento colateral medial y la extremidad proximal del hueso metacarpiano, completando el canal carpiano, por el que discurren los tendones flexores de los dedos, la vaina sinovial carpiana, la arteria digital común y el nervio palmar lateral.

NAGY y DYSON (2009) lo describen como una ajustada fascia que rodea el aspecto palmar del carpo y la región metacarpiana proximal, que se extiende desde el hueso accesorio del carpo hasta el ligamento colateral medial del carpo y hasta el aspecto palmar de los huesos metacarpianos segundo y cuarto.

IRM del retináculo flexor del carpo

En un trabajo realizado *post mortem*, con equipos de alto (1,5T) y bajo campo (0,27T), en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR con el equipo de alto campo y en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE y T2 STIR FSE con el de bajo campo, el retináculo flexor del carpo presentaba una intensidad de señal baja y homogénea, siendo más grueso lateralmente que en su porción medial; abaxialmente, cerca de la inserción en los huesos metacarpianos, las fibras del retináculo flexor divergen resultando en un incremento del grosor, característica apreciable fácilmente en los cortes transversales (NAGY y DYSON, 2009).

En otro trabajo realizado *post mortem*, sobre extremidades aisladas de caballos mayores de 3 años, en el que se utilizó un equipo de RM de alto campo (1,5T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 FSTIR, y otro de bajo campo (0,27T), con el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE y T2 FSTIR, se apreció que este retináculo, formado por la parte palmar de la fascia carpiana, rodeaba la cara palmar del carpo y continuaba distalmente hasta la región metacarpiana proximal, formando la pared palmar del canal carpiano; se extendía desde el hueso accesorio del carpo hasta el ligamento colateral medial del carpo y hasta el aspecto palmar proximal del segundo y cuarto huesos metacarpianos; presentaba fuertes fibras unidas al ligamento colateral medial y, a veces, era difícil diferenciar las dos estructuras en las imágenes de RM. En el aspecto medial de la región carpiana, el retináculo flexor estaba compuesto por tres o cuatro capas, que fueron confirmadas posteriormente por disección de cinco extremidades; había una o dos capas superficiales relativamente gruesas, situadas superficialmente, valga la redundancia, a la vena palmar medial; otra unida al ligamento colateral medial y, finalmente, la capa más profunda, unida al segundo hueso carpiano; estas dos últimas capas no pudieron separarse mediante disección, pero pudieron ser identificadas, en la mayoría de las extremidades, en las imágenes de RM potenciadas en T1 SPGR de alto campo. Las dos capas más profundas estaban separadas por el tendón flexor carpo radial y no siempre pudieron ser vistas con claridad en las imágenes de RM, pero fueron identificadas en la disección. El retináculo flexor presentó una intensidad de señal entre baja e intermedia en todas las potenciaciones y secuencias utilizadas en este trabajo; en el aspecto distal del carpo y en la región metacarpiana proximal, el retináculo flexor era más grueso

lateral que medialmente; cerca de su inserción en los huesos metacarpianos, las fibras del retináculo flexor divergían, resultando en un incremento de grosor y en una mayor intensidad de señal que la del resto de esta estructura, este hecho era más obvio en las imágenes potenciadas en T1 GRE de bajo campo (NAGY y DYSON, 2011).

C.2.3. Retináculo extensor crural o extensor proximal

Anatomía

Esta estructura mantiene situados, sobre el extremo distal del cuerpo de la tibia, los tendones de los músculos extensor digital largo, peroneo tercero y tibial craneal sobre el extremo distal del cuerpo de la tibia.

C.2.4. Retináculo extensor del tarso o extensor medio.

Anatomía

Está unido al hueso calcáneo y al tendón lateral del peroneo tercero, y forma un ojal alrededor del extensor largo del dedo.

C.2.5. Retináculo extensor del metatarso o extensor distal

Anatomía

Se dispone sobre el extremo proximal del hueso tercer metatarsiano e incluye los tendones y vainas de los dos extensores de los dedos.

C.2.6. Banda fibrosa del surco del maléolo lateral de la tibia

Anatomía

KAINER (2003) señala que esta estructura envuelve al tendón del músculo extensor digital lateral, junto con su vaina sinovial, manteniéndolo en dicho surco y, aunque no lo nombra en concreto como un retináculo o ligamento anular, esta descripción lo caracteriza como tal.

C.2.7. Retináculo flexor del miembro pelviano

Anatomía.

Se extiende desde el ligamento colateral medial del tarso hasta el hueso calcáneo y el ligamento plantar largo; de forma que convierte el surco de la porción plantar del corvejón en un canal por el que discurren el tendón flexor digital profundo, con su vaina sinovial (vaina tarsiana), y los vasos y nervios plantares.

3.3.3.7. APARATOS Y SISTEMAS (SANCHEZ-VALLE, 2008)

3.3.3.7.A. APARATO FIBROELÁSTICO DEL PIE

Anatomía y consideraciones generales

El aparato fibroelástico del órgano digital del caballo se compone de los los cartílagos ungulares, y la almohadilla palmar o plantar; su buen funcionamiento es de vital importancia para la nutrición y el normal fisiologismo del pie y, por ende, para el animal pues, gracias a él, podemos hablar de un auténtico “corazón podal” en cada extremidad.

La anatomía de los cartílagos ungulares ya se ha tratado en el punto 3.3.3.2.1 de esta revisión; en cuanto a la almohadilla digital, ésta es una masa en forma de cuña de fibras de tejido conjuntivo colágenas y elásticas con acúmulos de grasa, presenta glándulas sudoríparas merocrinas arrolladas y ramificadas que se localizan principalmente en la parte que reviste el surco central de la ranilla (MONTEIRO-RIVIERE, 1993; DELLMANN, 1993); también afloran glándulas sebáceas procedentes del dermis cuneal y el cojinete plantar.

IRM de la almohadilla digital

PARK y col. (1987), en su estudio *post mortem*, ya la describen, en una imagen potenciada en T1 mediante una secuencia SE convencional, como una estructura de patrón gris granular. KLEITER y col. (1999) afirman que, en las imágenes potenciadas en T1 SE y DP SE, la almohadilla digital presenta una intensidad de señal de moderada a ligera.

En un trabajo publicado por MURRAY y col. (2006) que se realizó *post mortem*, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T2* GRE con y sin supresión selectiva de la señal grasa, T2 STIR y T1 SPGR, se encontraron una serie de variaciones o irregularidades en la intensidad de señal emitida por esta estructura, que los autores achacaron a artefactos o variaciones anatómicas normales. En este trabajo, un 56% de los caballos analizados sin historia de claudicación presentaron áreas focales intercaladas de alta y baja intensidad de señal, lo que los autores relacionaron con los vasos sanguíneos de la zona.

3.3.3.7.B. SISTEMA DE SUSPENSIÓN DEL MENUDILLO

Consideraciones generales

El aparato suspensor del menudillo es uno de los más importantes y especializados en el caballo, se trata de un sistema de absorción de las fuerzas producidas por el peso del organismo, para descomponerlas, transmitir las y devolverlas para su reutilización en el movimiento; es un aparato, ligamentoso en su mayoría, que consta del ligamento suspensor del menudillo o músculo interóseo III, el ligamento intersesamoideo, el metacarpointersesamoideo, los colaterales de los huesos sesamoideos proximales, los ligamentos sesamoideos distales (recto, oblicuos, cruzados y cortos), las ramas extensoras y el tendón extensor digital común o el largo, al que se unen. Si a este aparato le sumamos el efecto de sujeción del menudillo por parte de los tendones flexores digitales superficial y profundo, con sus bridas radial y carpiana respectivamente, junto con el ligamento anular palmar, que los hace estar en íntimo contacto con las estructuras descritas, podremos hablar de todo un “sistema de sostén del menudillo” (SÁNCHEZ, 2005).

3.3.3.7.C. APARATO SUSPENSOR DEL TEJUELO U ÓRGANO DE BOULAY

Consideraciones generales

Este aparato ya se describió en el apartado dedicado al casco, el término se refiere a la forma en que está suspendida, por su cara dorsal, la tercera falange en el interior de la muralla, gracias a una modificación del periostio de la tercera falange que se conecta directamente con las fibras colágenas existentes en las laminas y laminillas del podófilo, que se unen con las complementarias del queráfilo a través de la membrana basal, de

forma que, a su través, se transmiten y amortíguan las fuerzas ejercidas por el peso del caballo hacia la tapa y se reciben desde ella las contrarreacciones del suelo.

3.3.3.7.D. SISTEMAS RECÍPROCOS O APARATOS DE SOSTÉN PASIVO

D.1. Aparato de sostén pasivo o sistema recíproco del miembro anterior

Consideraciones generales

En la posición de estación, hay una interacción de músculos, tendones y ligamentos, dentro del denominado aparato de sustentación del miembro torácico, para fijar el alineamiento de los huesos de la mano, suspender el menudillo, bloquear el carpo y estabilizar el codo y el encuentro, y aún la espalda y el balancín cervicocefálico; este complejo de estructuras funciona casi enteramente como un sistema recíproco, automático y de resistencia de fuerza, que permite al caballo permanecer de pie con un mínimo de actividad muscular.

Los cuatro ligamentos palmares bien tensados de la articulación de la cuartilla, el ligamento sesamoideo distal recto, insertado en el cartílago complementario de la falange media, y el tendón flexor digital profundo estabilizan la articulación de la cuartilla y evitan su sobreextensión. El tendón del flexor digital superficial, bajo tensión, y en la posición de estación, evita la extensión de las articulaciones de la cuartilla y del menudillo ejerciendo fuerza palmar sobre éstas.

El aparato suspensor del menudillo es una continuidad ligamentosa que se extiende desde el extremo proximal del tercer metacarpiano hasta las falanges proximal y media; está constituido por el ligamento suspensor (M. interóseo medio), el ligamento metacarpointersesamoideo, los huesos sesamoideos proximales en él embebidos, los ligamentos sesamoideos distales y las bridas extensoras. Los tendones flexores digitales superficial y profundo y sus ligamentos accesorios, o frenadores, actúan como una unidad funcional debido a la íntima relación fascial de los tendones; éstos ayudan al aparato suspensor del menudillo a mantener suspendida la articulación metacarpofalangiana y evitar su sobreextensión excesiva y la caída del menudillo durante el apoyo, en especial en el momento del impacto; mientras que el extensor digital común, posicionado dorsalmente, y al que se unen las ramas extensoras del

músculo interóseo III, contribuye a la estabilización del menudillo, de la articulación interfalangeana distal y del dedo en general.

La estabilización del carpo se asegura merced a la configuración de las superficies articulares de los huesos que lo componen, al ligamento palmar carpiano, a los ligamentos colaterales y a las bridas radial y carpiana de los tendones flexores digitales, que pasan palmarmente como un puente sobre el carpo a través del canal carpiano; dorsalmente, los tendones extensores, sobre todo el tendón del extensor carporradial junto con el lacerto fibroso, insertados en la tuberosidad dorsal del metacarpo, proporcionan una mayor estabilidad a la articulación.

Un cierto grado de tono muscular se mantiene en todos los músculos del miembro “en reposo”. Aparentemente, los músculos flexores digitales superficial y profundo tienen por función proporcionar rigidez y brindar amortiguación durante la fase de soporte, siendo más importantes durante la carga del miembro. La tensión ejercida por la cabeza larga del músculo tríceps braquial junto con la excentricidad de los ligamentos colaterales del codo son esenciales para evitar la flexión de esta articulación y la flexión completa del miembro anterior. La flexión de la articulación húmero radio cubital presenta otra limitación, ejercida por el vientre muscular y los componentes fibrosos del músculo flexor digital superficial, que desciende desde su inserción en el epicóndilo lateral del húmero. Por último, el tendón radial del músculo bíceps braquial también ayuda a estabilizar la articulación del codo.

El tendón superficial del músculo bíceps braquial, *el lacertus fibrosus*, se une al tendón del músculo extensor carporradial; esta estructura evita la flexión del encuentro y del carpo que ocasionaría el peso del tronco, a través de las inserciones escapulares del músculo serrato ventral y del ligamento dorsoescapular; además, el tendón del extensor carporradial, lógicamente, también se opone a la flexión carpiana.

D.2. Aparato de sostén pasivo o sistema recíproco del miembro posterior

Consideraciones generales

Este aparato de sostén es mucho más eficiente que su homólogo del miembro torácico y, al igual que aquel, se trata de un sistema que poseen las extremidades de los equinos para que sus articulaciones funcionen de forma recíproca y puedan absorber la

energía cinética y potencial del movimiento, transformarla en energía elástica en los sistemas tendinosos y ligamentosos y luego devolverla en forma cinética, limitando así el gasto de energía al desplazarse; además, sirve también para poder bloquear ciertas articulaciones con un mínimo gasto de energía. El músculo cuádriceps femoral y el tensor de la fascia lata actúan tirando proximalmente de la rótula para bloquearla sobre la cresta troclear medial del fémur, que queda enlazada entre los ligamentos patelares medial e intermedio; así, cuando el miembro está posicionado para soportar el peso de la porción caudal del tronco y la cadera, por medio de la limitación llevada a cabo por el aparato recíproco, conformado cranealmente por el tercer peroneo, que se extiende desde el fémur hasta la cara lateral del tarso y la porción dorsoproximal del metatarso, y caudalmente por el flexor digital superficial, que discurre desde el fémur hasta la tuberosidad calcánea y la primera y segunda falanges; el tarso, la babilla y el menudillo se ven bloqueados. Una mínima actividad muscular glútea asegura la continuación de esta configuración de bloqueo, evitando la flexión de las articulaciones de la babilla y del tarso. Distalmente al tarso, los tendones flexores digitales soportan el pie plantarmente; el tendón del flexor digital superficial se extiende desde la tuberosidad calcánea distalmente y, en el centro de la región metatarsiana, el flexor digital profundo recibe a su ligamento accesorio (frenador subtarsiano) que parte desde la gruesa porción plantar de la cápsula fibrosa tarsiana, evitando la sobreextensión del menudillo durante la fijación. La posición de reposo se consigue a través del soporte que proporcionan los tendones flexores digitales en el camino de sus inserciones digitales, las dos ramas extensoras del ligamento suspensor, que se extienden desde los huesos sesamoideos proximales hasta el tendón del extensor digital largo, y los ligamentos sesamoideos, en particular los distales.

Como colofón a la descripción de estos sistemas de reciprocidad, es necesario entender que todo el cuerpo del animal es un solo conjunto y que funciona como tal de modo recíproco; para entenderlo, baste el siguiente ejemplo: si bajásemos excesivamente los talones de los miembros torácicos, conseguiríamos una hiperextensión de la articulación interfalangiana distal y, por lo tanto, una mayor tensión para el tendón flexor digital profundo, que ocasiona una verticalización del menudillo por su empuje palmar y, además, una hiperextensión del carpo debido a la acción de la brida carpiana; el caballo para evitar tensiones excesivas y posibles dolores, adelanta la extremidad en su conjunto, lo que relaja el músculo bíceps braquial, y hace

que la escápula se incline caudalmente (se horizontaliza); con ello, la articulación del encuentro se desplaza cranealmente, lo que da lugar a una relajación del músculo braquiocefálico, principal anteverdor del brazo, y ésta, a su vez, a una elevación de la cabeza, alterando así su conformación física.

Por el contrario, si lo que hacemos es dejar altos los talones a un caballo, conseguimos una flexión de la articulación interfalángica distal, relajando el tendón flexor digital profundo y dejando el peso del caballo a cargo del tendón flexor digital superficial y del ligamento suspensor del menudillo, de manera que, al faltar una de las otras estructuras que lo soportaban, el menudillo se hiperextiende, ocasionando un incremento de la tensión en esas dos estructuras tendinosas; en este caso, el carpo tiende a flexionarse debido a la tensión de la brida radial. Para evitar las tensiones o, el dolor, el caballo, ahora, retrasa la extremidad (la remete) y, para ello, extiende el codo, lo que incrementa la tensión del músculo bíceps braquial, que, a su vez ocasiona una verticalización de la escápula, una caudalización del encuentro y, por ende, un aumento de la tensión del músculo braquiocefálico, que resulta en un descenso de la cabeza, lo que también altera la conformación física del mismo animal.

También podemos trabajar sobre los pies posteriores: si les bajamos en exceso los talones, el caballo remete los miembros posteriores por las mismas razones explicadas para el miembro anterior, lo que ocasiona a una carga mayor de peso en los tarsos y la región lumbosacra; en este caso, el caballo, como defensa, intenta liberar de trabajo a las extremidades pelvianas encargándose a las torácicas, para lo que las remete; con lo que nos encontramos en el segundo caso del ejemplo anterior, un caballo con peor conformación física que la que pudiera tener con un arreglo adecuado de cascos. Por el contrario, si elevamos los talones posteriores, llevaremos al animal a la situación del primer caso del ejemplo inicial.

Todo lo que puede extraerse de este pequeño ejemplo es que modificando el aplomo dorso volar de los cascos anteriores o posteriores se puede influir en la conformación y, por lo tanto, en el rendimiento físico y en las posibilidades de padecer lesiones de un caballo, tanto para beneficiarlo como para perjudicarlo.

3.3.3.7.E. TRÓCLEAS

E.1. Podotróclea

Anatomía

La podotróclea o aparato podosesamoideo, como lo denominan algunos autores, es la tróclea localizada dentro del pie equino y consta básicamente del hueso navicular recubierto por la bolsa podotrocLEAR, y de todas las estructuras relacionadas con él; y sobre el que se desliza el tendón flexor digital profundo.

Las estructuras que la componen son las siguientes: hueso navicular, tercera y segunda falanges, ligamento suspensor del navicular (ligamento T junto con los ligamentos colaterales del hueso sesamoideo distal), ligamento sesamoideo distal impar, aponeurosis palmar del tendón del flexor digital profundo, articulación interfalangiana distal y bolsa podotrocLEAR.

Al igual que ocurre con las otras trócleas, su función principal es modificar la dirección de las fuerzas que llegan hasta ella a través de alguna estructura, en este caso el tendón flexor digital profundo.

La importancia de este aparato reside sin duda en la enorme trascendencia clínica del síndrome podotrocLEAR o síndrome de dolor palmar crónico de los talones del equino.

E.2. Tróclea rotuliana

Anatomía

La tróclea rotuliana consta de los tubérculos trocLEARES lateral y medial del fémur, la rótula, la articulación entre ellos (articulación femorrotuliana), la epífisis proximal de la tibia, la articulación femorrotibial, los ligamentos femorrotulianos, los tres ligamentos rotulianos y el músculo cuádriceps femoral. Su importancia radica en que proporciona estabilidad a la articulación femorrotibiorrotuliana y, sobre todo, en sus implicaciones biomecánicas ya que, con su especial conformación, se consigue el bloqueo del sistema de sostén pasivo del miembro posterior mediante la fijación de la patela sobre el tubérculo trocLEAR medial del fémur.

3.3.3.8. ARTERIAS Y VENAS

Tanto para el sistema vascular como para el nervioso, con el objetivo de facilitar su entendimiento, seguiremos un orden de descripción descendente, al contrario del que hemos utilizado para el resto de las estructuras anatómicas de la extremidad.

3.3.3.8.A. ARTERIAS

A.1. Miembro torácico

Anatomía

La vascularización del cigópodo y el autópedo equino corre a cargo de la arteria axilar, que es continuación directa de la arteria subclavia procedente, directamente del tronco braquiocefálico en ambas extremidades.

La arteria axilar emite ramas para la irrigación de la región escapular y del brazo, y describe una curvatura para dirigirse distalmente en el miembro por la superficie medial del húmero; tras emitir la arteria circunfleja humeral craneal, a la altura de la epífisis proximal del húmero, recibe el nombre de arteria braquial, que irriga el resto del brazo y el codo, emitiendo, entre otras, la arteria bicipital cranealmente y la arteria colateral cubital caudalmente, a la altura de la epífisis distal del húmero; la arteria colateral cubital emite ramas que, junto con otras procedentes de la arteria profunda del brazo (primera rama de la arteria braquial), formaran la red articular del cúbito, para luego proseguir distalmente. El antebrazo está irrigado, además, por otras dos ramas de la arteria braquial: la arteria transversa del cúbito y la arteria interósea común, que a su vez se divide en las arterias interóseas caudal y craneal, siendo esta última el origen de la arteria interósea recurrente y del ramo carpiano dorsal.

Tras la emisión de la arteria interósea común, la arteria braquial recibe el nombre de arteria mediana, que será la responsable, junto con la arteria colateral cubital, la arteria transversa del cúbito y el ramo carpiano dorsal, de la irrigación de la mano.

La arteria mediana emite la arteria profunda del antebrazo para la irrigación de esta región y, más distalmente, hacia la epífisis distal del radio, de la mediana se origina la arteria radial proximal, encargada de emitir un ramo carpiano palmar y otro dorsal; el ramo dorsal se anastomosa con la terminación del ramo carpiano dorsal procedente de la

arteria interósea craneal, con la terminación de la arteria transversa del cúbito y con una rama procedente de la arteria colateral cubital, para formar la red dorsal del carpo, de la que se generan las arterias metacarpianas dorsales II y III, que terminan en la superficie dorsal de la caña.

Más distalmente, la arteria mediana emite la arteria radial, que llega palmarmente al carpo; lateralmente, se origina la arteria palmar, que se anastomosa y recibe la sangre de la arteria colateral cubital, para luego emitir un ramo profundo y otro superficial; el ramo profundo, a la altura de la fila distal del carpo, emite ramas que se anastomosan con otras procedentes de la arteria radial, formando el arco palmar profundo, del que se originan las arterias metacarpianas palmares II y III que, a su vez, emiten las ramas perforantes. Por su parte, el ramo superficial de la arteria palmar recibe sangre de la arteria mediana, gracias al arco palmar superficial, a partir del que se originan las arterias palmares comunes II y III, siendo de mayor calibre la medial.

Proximalmente a los huesos sesamoideos proximales, la arteria palmar común II se divide en las arterias digitales palmares propias medial y lateral, encargadas de la irrigación del dedo; a ese mismo nivel, la arteria digital palmar propia lateral recibe la sangre procedente de la arteria palmar común III y de las dos arterias metacarpianas palmares; estas arterias digitales palmares discurren distalmente a lo largo del dedo, emitiendo las ramas dorsal y palmar de la falange proximal, de la falange media y de la distal, para terminar en una anastomosis en el interior de la tercera falange llamada arco terminal o semilunar; a nivel de la articulación de la cuartilla emite la rama para la almohadilla digital, que irriga este órgano, pero emite antes la arteria coronaria, encargada de la nutrición del rodete coronario.

Desde el arco terminal se emiten distalmente multitud de arterias radiales que perforan la tercera falange hasta su borde solear, donde se anastomosan todas ellas dando lugar a la arteria circunfleja o marginal palmar, de la que surgen multitud de arterias parietales que nutren de forma retrógrada todo el corion laminar.

IRM de las arterias del miembro torácico

Solo hemos encontrado referencias a dos estructuras concretas en la bibliografía consultada.

IRM de las arterias del arco terminal

En la primera referencia que hemos encontrado, se describen, en imágenes obtenidas *post mortem* de cortes transversales potenciados en T1 mediante secuencias SE convencionales, como círculos blancos, lo que los autores achacan a la presencia de sangre no circulante en su interior (PARK y col., 1987).

IRM de los vasos digitales

PARK y col. (1987) señalan en, uno de los primeros trabajos publicados sobre IRM de la extremidad equina que, en las imágenes obtenidas *post mortem* y potenciadas en T1 mediante secuencias convencionales SE, los vasos digitales, en los cortes transversales a nivel de la porción distal del tercer metacarpiano, inmediatamente proximales a los huesos sesamoideos proximales, aparecían con una intensidad de señal que los hacía presentarse más blancos que el tejido conectivo graso circundante. KLEITER y col. (1999), en un trabajo realizado sobre extremidades de cadáveres, en las imágenes potenciadas en T1 SE, DP SE, T2 SE y T2* GRE, señalan que las arterias y la venas digitales lateral y medial, así como el arco terminal, se caracterizaron por una alta intensidad de señal, lo que los autores relacionaron a la presencia de sangre coagulada en su interior.

En otro trabajo realizado *post mortem*, con equipos de alto (1,5T) y bajo campo (0,27T), en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR con el equipo de alto campo y en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE y T2 STIR FSE con el equipo de bajo campo, las arterias y venas metacarpianas palmares, que discurren abaxialmente al ligamento suspensor del menudillo, aparecen como áreas focales o difusas de intensidad de señal baja y heterogénea, dentro de la alta intensidad de señal circundante del tejido conectivo laxo, en las imágenes potenciadas en T1 GRE y, dependiendo de la cantidad de sangre en los vasos, presentaban una intensidad de señal entre baja y alta en las imágenes potenciadas en T2* GRE (NAGY y DYSON, 2009).

A.2. Miembro pelviano

Anatomía

El miembro pelviano está irrigado a partir de la arteria femoral, procedente de la arteria ilíaca externa, rama directa de la aorta descendente, que nutre la región proximal del muslo.

La arteria femoral emite las arterias circunflejas femoral medial y lateral, y ramas musculares encargadas de irrigar la región distal del muslo; después, emite la arteria safena y la arteria descendente de la babilla; de la arteria safena se originan las arterias plantares lateral y medial. Distalmente al hiato del aductor, la femoral emite la arteria femoral caudal distal, encargada de la irrigación de la parte distal y caudal del muslo y la babilla, donde comienza a llamarse arteria poplítea, que emite algunas ramas pequeñas para la articulación de la babilla y después se divide en dos ramas: la arteria tibial caudal, rama de menor calibre, emite ramas para la irrigación de los músculos flexores y luego se anastomosa con la arteria metatarsiana lateral para constituir los arcos plantares superficial y profundo, de modo similar a lo que ocurría en el miembro torácico; por su parte, la más gruesa, la arteria tibial craneal, se introduce por el espacio interóseo de la pierna para dirigirse hacia la región craneal de la pierna y, tras emitir varias ramas, prosigue distalmente como arteria dorsal del pie, que al pasar por el canal del tarso, recibe el nombre de arteria tarsiana perforante y, tras emitir ramas para el tarso, pasa a ser la arteria metatarsiana lateral que, a nivel del menudillo, se transforma en la arteria digital plantar común, que se dividirá en dos arterias digitales plantares propias, para llevar a cabo la irrigación del dedo de una forma análoga a la descrita para el dedo del miembro torácico.

IRM de las arterias del miembro pelviano

Solo hemos encontrado referencias a unas pocas estructuras concretas en la bibliografía consultada, que expondremos a continuación.

IRM de los vasos safenos y tibiales craneales

BLAIK y col. (2000), en un trabajo realizado sobre extremidades de cadáveres, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 y T2, afirman que los vasos safenos, situados en la cara plantar del TFDP, y los tibiales craneales, situados justo dorsales a

las crestas trocleares del talo, se identificaron mejor en las imágenes de los cortes transversales, apareciendo como unas pequeñas áreas bien localizadas, circulares y de alta intensidad de señal, tanto en las imágenes potenciadas en T1 como en T2; sin embargo no hacen referencia a ninguna diferencia entre las arterias y las venas en dichos vasos.

IRM de la arteria tarsiana perforante

LATORRE y col. (2006), en un trabajo realizado *post mortem*, en el que se obtuvieron imágenes, potenciadas en DP SE, señalan que en los cortes transversales, la arteria perforante se observaba, en el canal del tarso, como una estructura de alta intensidad de señal entre los huesos central del tarso y cuarto tarsiano.

IRM de la arteria metatarsiana dorsal III

BLAIK y col. (2000), en un trabajo realizado sobre extremidades de cadáveres, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 y T2, afirman que esta arteria se pudo identificar, en las imágenes coronales, en ambas potenciaciones, como un discreto foco circular de alta intensidad de señal, localizado lateralmente a la articulación intertarsiana distal.

3.3.3.8.B. VENAS

Anatomía

En líneas generales, la circulación venosa de las extremidades es satélite de la arterial y aporta la sangre que recojen las venas palmares o plantares a la vena mediana en el miembro torácico y a la femoral en el pelviano, por lo que no parece adecuado entretenerse demasiado en ella; sin embargo, hay que tener en cuenta que existe la red venosa superficial que, en el miembro torácico, está representada por la vena cefálica y en el pelviano por la safena medial.

Adicionalmente, la red venosa del pie es probablemente uno de los principales factores que concurren para hacer del pie equino la maravilla biomecánica que es; aparte de las venas satélites, el contenido del casco está circundado por una serie de plexos interconectados entre sí: Palmar, Cuneal, Laminar, Coronario y paracondrales; los cuatro primeros no son, ni más ni menos, que un colchón hidráulico altamente eficiente, capaz de absorber las enormes presiones que se ejercen durante los apoyos del

casco en el suelo, a la vez que inician la redistribución de la sangre a través del pie en su camino hacia las venas digitales cuando el casco se contrae durante la elevación; por su parte, los plexos paracondrales, dos axiales y dos abaxiales, son los que recogen la mayor parte de la sangre, procedente de cualquier punto del pie (venas o plexos) y, además de promover, facilitar y amortiguar la dilatación y contracción del casco durante el movimiento, son la principal bomba impelente de sangre hacia las venas digitales, que ya tienen válvulas para impedir su retroceso, al verse comprimidos entre el casco, los cartílagos ungulares y la corona cuando ésta desciende al flexionarse la articulación interfalangiana distal, durante el momento de máxima carga del pie. Para que tanto el amortiguador hidráulico como la bomba impelente puedan funcionar durante la locomoción del caballo, al contrario que las arterias digitales, las venas digitales no se ven colapsadas durante la máxima flexión de la articulación interfalangiana distal durante los apoyos, que es cuando deben permitir el máximo flujo ascendente de sangre, ya que, aunque a lo largo del dedo discurren como satélites inmediatamente dorsales a la arteria, su origen se ubica muy dorsal a la misma y proximal al borde del cartílago ungular, de forma que no se ve implicado en los movimientos de la articulación del casco.

IRM de las venas

En cuanto a la IRM de las venas de la extremidad equina, en la bibliografía revisada, sólo hemos encontrado una referencia relativa a vasos sanguíneos en la que no se concretan diferencias entre venas y arterias, que ya se ha expuesto en el apartado destinado a la IRM de las arterias de la extremidad equina, y dos referencias explícitas a estructuras venosas concretas que exponemos a continuación.

IRM del plexo venoso laminar

En un estudio *post mortem*, realizado con equipos de alto campo magnético (4,6T y 7,1T), en las imágenes potenciadas en T2 FSE, en los cortes transversales, las pequeñas venas aparecen como puntos de alta intensidad de señal que contrastan con el dermis laminar en el que se encuentran (KELLER y col., 2006).

IRM de la vena tarsiana perforante

LATORRE y col. (2006), en un trabajo realizado *post mortem*, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en DP SE, señalan que, en los cortes transversales, la

vena perforante tarsiana se observaba, en el canal del tarso, como una estructura de alta intensidad de señal, entre los huesos central del tarso y cuarto tarsiano.

3.3.3.9. VASOS LINFÁTICOS

Anatomía

El sistema superficial (subcutáneo) drena hacia los linfocentros preescapular e inguinal superficial.

El sistema profundo (satélite de arterias y venas) drena hacia los linfocentros axilar, poplíteo, inguinal profundo, sacroiliaco e isquiático.

IRM de los vasos linfáticos

Más allá de lo expuesto en el apartado de histología e IRM de los vasos linfáticos, no hemos encontrado, en la bibliografía revisada, ninguna referencia a la IRM de ninguna estructura linfática concreta de la extremidad equina.

3.3.3.10. NERVIOS

3.3.3.10.A. MIEMBRO TORÁCICO

Anatomía

La inervación del miembro torácico corre a cargo de nervios procedentes del plexo braquial; existe una inervación aferente o sensitiva, procedente de la raíz dorsal de los nervios raquídeos, y una inervación eferente o motora que llega a la raíz ventral de dichos nervios.

Las estructuras relacionadas con el codo y las distales a ellas deben su inervación a los nervios largos o terminales del plexo braquial:

- El primero de ellos es el nervio musculocutáneo, originado cranealmente en el plexo y que, en el hueco axilar, forma un asa de comunicación con el nervio mediano, sobre el que se apoya la arteria axilar; distalmente, discurre por la cara craneomedial del brazo, inervando los músculos flexores del codo, y se ramifica, siendo de especial interés, por sus connotaciones clínicas, su ramo sensitivo llamado nervio cutáneo medial del antebrazo, que discurre

cranealmente al codo y por la cara craneomedial del antebrazo hasta llegar al carpo.

- El segundo es el nervio axilar que, tras emitir ramos sensitivos y motores, se encarga de inervar los músculos flexores del encuentro y la superficie cutánea.
- El tercero, en origen, es el nervio cubital, que se origina en las raíces nerviosas C8, T1, T2, camina distalmente junto al nervio mediano y, al igual que éste, no emite ningún ramo motor en el brazo pero, antes de llegar al codo, se origina de él el nervio cutáneo caudal del antebrazo, que recoge la sensibilidad de la cara caudolateral del antebrazo. El nervio cubital es el encargado de la inervación de parte de los músculos flexores del carpo y del dedo; en el extremo distal del antebrazo emite un ramo dorsal y otro palmar, y este último, a su vez, se divide en un ramo superficial y otro profundo, llegando hasta la articulación del menudillo; el profundo se divide en los nervios metacarpianos palmares lateral y medial, mientras que el superficial transcurre distalmente hasta unirse con el con el nervio palmar lateral.
- La cara dorsal de la caña se encuentra inervada por los nervios metacarpianos dorsales lateral y medial, que llegan hasta el menudillo y son las terminaciones del ramo dorsal del nervio cubital y del nervio cutáneo medial del antebrazo respectivamente.
- El nervio mediano es el más importante y el que más peso lleva en cuanto a la inervación de la parte distal del miembro torácico; se origina a partir de las mismas raíces que el nervio cubital y desciende junto a la arteria axilar y braquial hasta el codo, sin emitir ninguna ramificación más que la ya mencionada comunicación con el nervio musculocutáneo; en el codo, emite sus ramos musculares para los músculos flexores del carpo y de los dedos y discurre, como sensitivo, por la cara medial del antebrazo, en cuya parte más distal emite dos ramos importantes: el nervio palmar medial y el nervio palmar lateral, nervios palmares comunes II y III respectivamente, que discurren distalmente por la región de la caña, entre los tendones flexores digitales y el ligamento suspensor, hasta superar el menudillo y encargarse

de la inervación de la parte palmar de la cuartilla y de todo el casco;distalmente al menudillo comienzan a llamarse nervios digitales palmares lateral y medial y cada uno de ellos se divide en dos ramos, uno palmar y otro dorsal; en algunas ocasiones, podemos encontrar un nervio digital intermedio, que es inconstante y responsable, en ocasiones, de situaciones clínicas desagradables para el veterinario. Los nervios palmares comunes se unen, mediante un ramo comunicante entre ellos, en el tercio medio de la caña, situado en el tejido subcutáneo que recubre palmarmente al tendón del flexor digital superficial.

- El quinto y último de los nervios encargados de la inervación de las estructuras relacionadas con el codo y de las distales a ellas es el nervio radial; es del de mayor calibre, y el que mayor número de fibras posee y, además,el responsable de la inervación de más músculos que ningún otro, a pesar de que es uno de los más cortos. Discurre lateralmente sobre la superficie caudal del húmero, por el hiato del nervio radial, compuesto por las cabezas media y lateral del tríceps braquial, emitiendo ramos para la inervación de estos músculos extensores del codo;proximalmente al codo, a partir de él, se origina el nervio cutáneo lateral caudal del brazo que, en el codo, emite ramos encargados de la inervación motora de los músculos extensores del carpo y del dedo; ulteriormente, discurre distalmente por la cara dorsal del antebrazo, para finalizar en el tercio medio del radio. Debido a la gran cantidad de musculatura inervada por él, su lesión provoca una claudicación similar la que se presenta como consecuencia de una fractura de olécranon.

IRM de los nervios del miembro torácico

Solamente hemos encontrado una referencia a la IRM de una estructura nerviosa concreta, de la extremidad anterior equina, en un trabajo realizado *post mortem*, con equipos de alto (1,5T) y bajo campo (0,27T), en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 SPGR, T2* GRE y T2 STIR con el equipo de alto campo y en T1 GRE, T2* GRE, DP SE, T2 FSE y T2 STIR FSE con el de bajo campo. En este estudio, los nervios metacarpianos palmares, que discurren junto a las arterias y venas metacarpianas palmares, aparecían como áreas focales o difusas de intensidad de señal

baja y heterogénea, dentro de la alta intensidad de señal del tejido conectivo laxo, en las imágenes potenciadas en T1 GRE y T2* GRE (NAGY y DYSON, 2009).

3.3.3.10.B. MIEMBRO PELVIANO

Anatomía

La inervación del miembro pelviano corre a cargo de nervios procedentes del plexo lumbo-sacro:

- El primero de ellos es el nervio femoral que, ya cerca de su nacimiento, emite ramos para la inervación de los músculos anteversores del muslo, para luego discurrir distalmente e inervar al cuádriceps femoral y al sartorio; a partir de ese momento, comienza a llamarse nervio safeno y proporciona sensibilidad para toda la zona medial del muslo y de la pierna hasta el tarso.
- El nervio obturador es el encargado de la inervación de los músculos aductores del muslo.
- La sensibilidad lateral de la pierna se recoge a través del nervio cutáneo femoral lateral, procedente de la cuarta raíz lumbar, que no pertenece al plexo lumbosacro.
- El nervio ciático es el más importante responsable de la inervación del miembro pelviano; discurre por la parte caudolateral del muslo e inerva a los músculos flexores de la babilla y, proximalmente a esta estructura, se divide en sus dos ramas más importantes: el nervio peroneo y el nervio tibial.
- El nervio peroneo común se divide a su vez en dos ramos a nivel de la cabeza del peroné, uno superficial y otro profundo; el nervio peroneo superficial inerva los músculos flexores tarsianos y extensores digitales y continúa hasta el pie como sensitivo; por su parte, el nervio peroneo profundo también inerva los músculos flexores del tarso y extensores digitales para luego continuar hasta el menudillo dividido en los nervios metatarsianos dorsales lateral y medial, que incluso pueden llegar por las caras dorsolateral y dorsomedial del dedo hasta la articulación de la corona.

- El nervio tibial, por su parte, discurre por la cara caudal de la articulación de la babilla y de la pierna, emitiendo ramos motores para los músculos extensores del tarso y flexores digitales, y ramos sensitivos como el nervio cutáneo caudal de la pierna; después continúa distalmente como sensitivo dando lugar a los nervios plantares lateral y medial, que después se dividirán con el mismo patrón que el descrito para el miembro torácico en relación con los nervios palmares lateral y medial que, finalmente, dan lugar a los nervios digitales.

IRM de los nervios del miembro pelviano

Al igual que ocurría en el caso del miembro anterior, las referencias bibliográficas son muy escasas; señalaremos que BLAIK y col. (2000), en un trabajo realizado sobre piezas anatómicas, en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T1 y T2 en los tres principales planos del espacio, señalaron que, en el estudio del tarso, los nervios no pudieron discriminarse como estructuras independientes dentro del paquete vasculonervioso en ninguna de las dos potenciaciones; no obstante, LATORRE y col. (2006), en otro trabajo en el que se obtuvieron imágenes *post mortem*, potenciadas en DP SE, aunque no hacen mención a ningún nervio concreto a lo largo del texto de la publicación, sí identifican los nervios plantares lateral y medial a nivel de la articulación del tarso, a la altura de la tuberosidad calcánea, en la figura 3 de su trabajo, donde se presenta una imagen transversal, en la que dichos nervios se pueden observar como dos pequeñas estructuras redondeadas de color gris y, por lo tanto, de menor intensidad de señal que la arteria y la vena safenas mediales que los rodean.

3.3.3.11. CORION PODAL

Generalidades anatómicas

Aunque el corion podal es parte del contenido del pie, su anatomía se ha descrito previamente en el apartado dedicado al continente, es decir al casco (punto 3.3.2.2), ya que, debido a sus íntimas relaciones, es muy difícil describir uno sin hacer referencia al otro; por este motivo, aquí sólo recordaremos que, en el corion podal, podemos distinguir dos tipos o variedades, con funciones y características bien distintas:

- El corion papilar o felposo, que es queratogénico, y que se presenta en cinco formas y ubicaciones: perióplico, coronario, solear, cuneal y de la línea blanca.
- El corion laminar o podofilo, que no es queratogénico en condiciones fisiológicas, que normalmente sólo tiene funciones de soporte y que consta de una serie de láminas primarias sobre las que se implantan a su vez infinidad de laminillas secundarias.

IRM del corion podal

La IRM de la zona de interdigitación dermo-epidérmica del corion laminar y de algunos aspectos concretos de este último ya se ha tratado en el punto 3.3.2.2, por lo que, en este apartado, nos centraremos, principalmente, en el corion papilar o felposo.

PARK y col. (1987), en un estudio realizado *post mortem*, describen el corion del casco como una línea blanca en las imágenes obtenidas mediante secuencias SE convencionales potenciadas en T1; afirman que el dermis laminar y el corion solear aparecen como áreas de alta intensidad que envuelven a la falange distal. KLEITER y col. (1999), en un estudio realizado también *post mortem*, afirman que el corion solear y el de la ranilla, en la zona de interdigitación dermo-epidérmica, daban lugar a una intensidad de señal alta en las imágenes potenciadas en T1 SE y en DP SE, en la zona de interdigitación dermo-epidérmica; sin embargo, también exponen que el corion en su conjunto daba lugar, en estas imágenes, a una intensidad de señal de moderada a ligera; como ya se ha señalado en el apartado 3.3.2.2, estos mismos autores sostienen que, para estudiar los tejidos dérmicos y epidérmicos de la región del casco, los cortes sagitales y los transversos fueron los que permitieron una mejor evaluación. En este trabajo, la porción de corion laminar más cercana al tejuelo tenía una intensidad de señal un poco menor que la zona de interdigitación dermo-epidérmica del corion laminar; a su vez, el corion en su conjunto presentaba una menor intensidad de señal en las imágenes potenciadas en T2* GRE que en las potenciadas en T2 mediante secuencias convencionales SE.

En imágenes obtenidas *post mortem* potenciadas en T1, en las que se aplicó la opción IR, el corion mostró, según HEVESI y col. (2004), una intensidad de señal media. En otro estudio posterior, realizado también *post mortem* con equipos de alto

campo magnético (4,6T y 7,1T), en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T2 FSE y T1 GRE, en los cortes sagitales, fue posible identificar las papilas coronarias, soleares y terminales, y las coronarias normales pudieron observarse, con una clara resolución, como conos rectos y afilados; en las imágenes potenciadas en T2 FSE, las capas celulares epidérmicas basales no queratinizadas aparecían blancas y las papilas coronarias de color gris claro, en contraste con el estrato córneo medio intertubular que se mostraba más oscuro (KELLER y col., 2006).

En otro trabajo realizado *post mortem* con un equipo de alto campo magnético (4,7T), en el que se obtuvieron imágenes potenciadas en T2* GRE, T1 SE y DP SE, ARBLE y col. (2009) señalaron que, en las imágenes potenciadas en T2*, se obtuvo el mejor detalle y contraste anatómico y la mejor resolución, y que, en ellas, el córion y la región laminar tenían una mayor intensidad de señal que la pared del casco y que el tejido óseo cortical de la tercera falange; asimismo, la arquitectura del córion pudo identificarse de manera que, bajo las laminas se observaba una capa con un patrón heterogéneo, en el que se entremezclaban señales hiper e hipointensas procedentes del tejido colágeno y de la tupida red de vasos sanguíneos que lo componen; además el margen entre el córion y la cortical de la falange distal era claro y tenía un patrón ondulado (ARBLE y col., 2009).



MATERIAL Y MÉTODOS



4. MATERIAL Y MÉTODOS

4.1. MATERIAL BIOLÓGICO

Para la realización de este trabajo, hemos sometido a estudio con IRM tanto equinos vivos como cadáveres completos de caballos y extremidades equinas aisladas.

En el periodo comprendido entre los años 1990 y 2008, en el Servicio de Imaginología de la Consulta Pública de la Facultad de Veterinaria de la Universidad de León, dependiente de la Unidad Docente de Cirugía y Radiología, fueron admitidos 553 equinos; la mayoría de estos pacientes llegaron remitidos por diferentes veterinarios clínicos del área de influencia de nuestra facultad, bajo la sospecha o certeza de padecer claudicación, o bien fueron traídos directamente por sus dueños sin un diagnóstico presuntivo previo. Un 2% de los animales fueron remitidos por veterinarios o traídos directamente por sus dueños por razones que no tenían que ver con claudicación. En el otoño de 1998, se instaló un equipo de IRM de bajo campo magnético, que estuvo funcionando ininterrumpidamente hasta la primavera de 2008, momento en que fue retirado de nuestra unidad docente.

A partir de estos 553 equinos, se seleccionaron 3 animales vivos y 28 cadáveres, de los que se obtuvieron un total de 1266 imágenes, agrupadas en 77 estudios provenientes de 47 extremidades diferentes. Entre los animales seleccionados había neonatos, potrillos de pocos meses y adultos cuyas edades oscilaban entre los 5 y los 25 años de edad, tanto sanos como enfermos. Los procesos patológicos que presentaban los animales enfermos seleccionados fueron edema por decúbito, inflamación traumática de la piel, úlceras por decúbito, cicatrices epiteliales e infosura.

4.1.1. CRITERIO DE SELECCIÓN DE LOS ANIMALES

Un primer grupo de animales se seleccionó por que, según criterio clínico, la IRM podría ayudar a diagnosticar o confirmar el diagnóstico previo del proceso patológico que padecían; otro grupo se seleccionó porque su padecimiento ya había sido confirmado mediante exploración clínica ordinaria y el uso de otros medios complementarios de diagnóstico mediante imagen, y su propietario había decidido su eutanasia y autorizado el uso del cadáver para nuestro estudio; por último, otro grupo de

animales fue seleccionado porque, pese a sufrir ciertos procesos patológicos, que finalmente hicieron decidir a su dueño que fuera realizada la eutanasia y donar el cadáver, no presentaban claudicación a la exploración ni signos de lesión en las extremidades.

A partir de estos 31 animales, se escogieron 47 extremidades que fueron sometidas a exploración con IRM; en cada extremidad, y dependiendo del caso, pudieron ser exploradas una o varias regiones; aunque, en gran parte de los casos, las regiones de estudio podían enmarcarse dentro del área de una articulación completa más las zonas próximas relacionadas íntimamente con ella, y había estudios que dentro del mismo corte o imagen abarcaban varias articulaciones, como por ejemplo los que exploraban la región del dedo. Así, para nuestro trabajo, dividimos las extremidades en las siguientes regiones de estudio desde el extremo distal al proximal:

- Extremidad anterior.
 - Casco y cuartilla.
 - Menudillo.
 - Caña o metacarpo.
 - Carpo.
 - Antebrazo.
 - Codo.
 - Brazo.
 - Encuentro.

- Extremidad posterior.
 - Casco y cuartilla.
 - Menudillo.
 - Metatarso.

- Tarso.
- Pierna.
- Babilla.
- Muslo.
- Articulación coxofemoral.

En las 47 extremidades, se realizaron, mediante RM, un total de 77 estudios de regiones diferentes, cada una de ellas enmarcada en alguno de los grupos de clasificación enumerados anteriormente. En nuestro cómputo, se contabilizan como estudios de regiones diferentes aquellos que, comprendiendo la misma región anatómica, pertenecen a distinta extremidad o que, siendo de la misma extremidad, comprenden diferente región anatómica.

Cinco de los caballos se sometieron a estudio mediante RM *in vivo*; en estos, se exploró una extremidad de cada uno, es decir un total de cinco extremidades diferentes, y en ellas se realizaron un total de 8 estudios de regiones distintas.

Entre los animales sacrificados, se seleccionaron dos cadáveres de potros y el cadáver de un pony que, por su tamaño, permitieron explorar, con el equipo de RM, regiones corporales imposibles de estudiar en un equino adulto de tamaño medio o grande; en ellos, se exploraron 8 extremidades y, en éstas, se realizaron un total de 11 estudios de regiones diferentes.

En el resto de animales sacrificados, se disecaron las extremidades anteriores y posteriores; las anteriores se separaron a nivel del tercio medio del radio y las posteriores a nivel de la parte más distal del tercio medio de la tibia; estas 34 extremidades conformaron el resto de las unidades del trabajo y, a partir de las mismas, se realizaron 58 estudios de diferentes regiones, hasta completar los 77 que incluye nuestra investigación.

4.2. MATERIALES NO BIOLÓGICOS

4.2.1. INVENTARIABLE

4.2.1.1. MATERIAL GENERAL DE EXPLORACIÓN

Para realizar el reconocimiento y la exploración general de los pacientes, previos al examen del aparato locomotor, se utilizó un fonendoscopio Littmann® Clasic II, un termómetro digital Seikuve® y un reloj Lotus® con cronómetro al igual que SÁNCHEZ-VALLE (2008) (Figura 53).



Figura 53. Material general de exploración.

4.2.1.2. INSTRUMENTAL DE PODIATRÍA

El equipo de podiatría fue utilizado para levantar herraduras y arreglar los cascos, como parte preparatoria para realizar radiografías y, en su caso, tomografías del casco, con el fin de conseguir la limpieza necesaria y evitar gran parte de los artefactos que provoca la herradura, así como para evitar la ocultación de las estructuras tapadas por la herradura, disminuir la radiación difusa y conseguir un posicionamiento y homogeneización óptimos del casco. Para realizar la resonancia magnética, también fue necesario eliminar las herraduras, con el fin de evitar artefactos ferromagnéticos y la atracción de las extremidades por parte del imán; además, todo este instrumental se necesitó también para recolocar las herraduras al terminar el acto clínico.

Este equipo constaba del instrumental básico de cualquier herrador moderno: gancho limpiacascos, cepillo de cascos, desclavador Mustad®, tenazas de desherrar Diamond® de 12", cuchilla cortacascos Mustad®, legras de mano derecha y de mano izquierda Genia®, Mustad®, Aesculap® y Hauptner®, hoja de salvia, tenazas de corte GE® de 12", escofina Save edge®, martillo de herrar Mustad®, martillo de nylon, pinzas de Benz Diamond® de 12" y tenazas sacaclavos Mustad® de 12", al igual que en el trabajo de SÁNCHEZ-VALLE (2008) (Figura 54).



Figura 54.- Instrumental de podiatría.

4.2.1.3. PINZAS DE EXPLORACIÓN DE CASCOS

Las pinzas de tentar o tenazas de exploración de casco utilizadas fueron las de quince pulgadas de la marca GE® (Figura 55).



Figura 55. Pinzas de exploración de cascos.

4.2.1.4. CÁMARA FOTOGRÁFICA

Utilizamos, para la realización de este trabajo, una cámara fotográfica Sony® Model NO DSC – F717. Cyber – Shot 5.0 Mega Pixels, con un objetivo Carl Zeiss (Figura 56).



Figura 56. Cámara fotográfica Sony® Model NO DSC – F717.

4.2.1.5. EQUIPOS DE RADIOGRAFÍA CONVENCIONAL

Para la realización de las radiografías, al igual que en el trabajo de SÁNCHEZ-VALLE (2008), se utilizaron dos aparatos de radiográficos convencionales, uno portátil y otro fijo.

El portátil, con el que se hicieron la mayoría de las radiografías, es de la marca Ralco SRL®, de la casa Instrumentación Radiológica SL, con intensidad fija en 30 mA, diferencia de potencial regulable entre 50 y 99 Kv y tiempo regulable (Figura 57).



Figura 57. Equipo radiográfico portátil.

El aparato fijo era de la marca CGR®, Exponent 1001 ST, con diferencia de potencial, intensidad, tiempo y distancia variables, y consola de operador situada en una estancia anexa a la sala de exploración, dotada de los mandos de funcionamiento del equipo (Figura 58).



Figura 58. Equipo radiográfico fijo.

Las películas radiográficas utilizadas fueron ortocromáticas sensibles a la luz verde, de tamaño 35 x 43 cm y 24 x 30 cm, de las marcas Kodak PDS® y Fuji®, introducidas en chasis de tierras raras para esas medidas de película (Figura 59).



Figura 59. Películas radiográficas.

La reveladora automática, modelo Gevamic 60 de Agfa® - Gevaert, utiliza líquidos revelador y fijador adecuados para el revelado de películas radiográficas (Figura 60).



Figura 60. Reveladora automática de radiografías.

El negatoscopio fue el modelo GE® Medical Systems de 1800mm x 500mm x 120mm (Figura 61).



Figura 61. Negatoscopio.

Se utilizaron, además, posicionadores de metacrilato con forma de cuña y plano y bloques podales de madera para elevar las extremidades en apoyo (Figura 62).

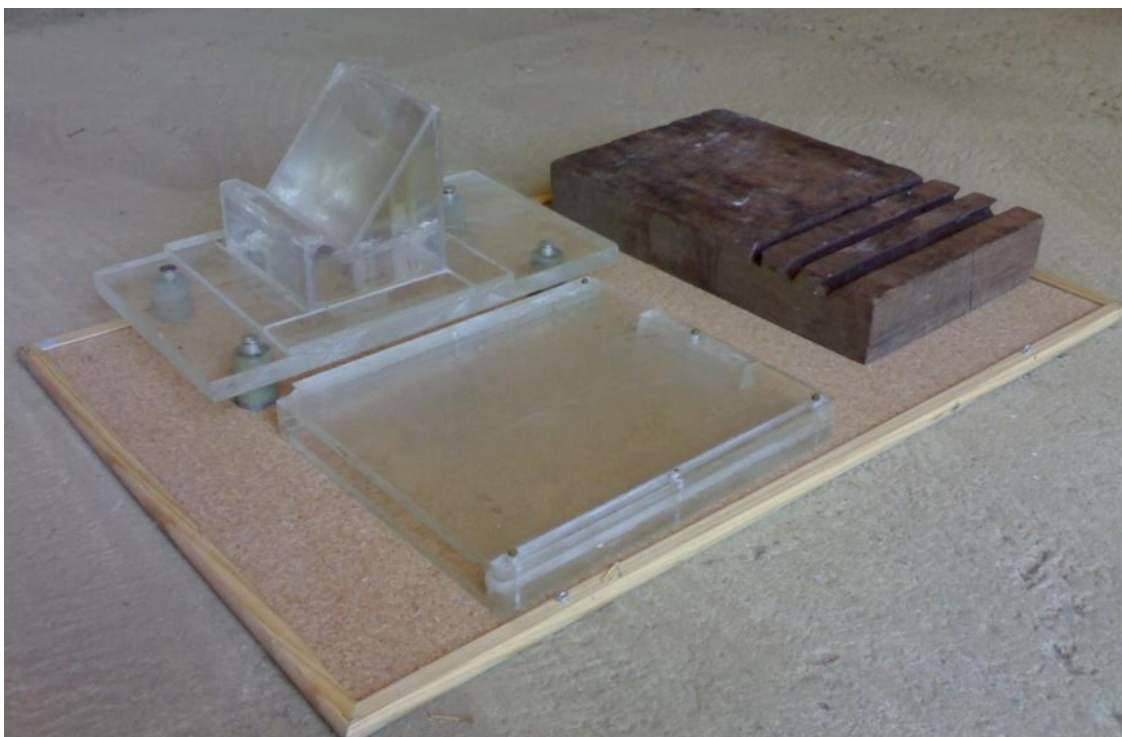


Figura 62. Diversos tipos de posicionadores.

Los elementos de radioprotección que se emplearon fueron delantales, protectores de tiroides y guantes plomados (Figura 63).



Figura 63. Elementos de radioprotección.

4.2.1.6. EQUIPO DE ULTRASONOGRAFÍA

Como parte preparatoria para realizar una ecografía a la extremidad de un equino, se debe incluir el rasurado de la zona lo que, en algunos casos, se llevó a cabo primeramente con una máquina de esquila eléctrica OSTER GOLDEN A5®, para luego rematarlo con maquinillas de afeitar de un sólo uso.

Las ecografías fueron realizadas con el equipo de ecografía modelo LOGIC 500 de GENERAL ELECTRICAL MEDICAL SYSTEM®, con las sondas lineales de 7'5 MHz y convexa de 6'5 MHz, y las imágenes fueron grabadas en un disco magnetoóptico (Figura 64).

Para obtener una mejor coadaptabilidad de las superficies de la sonda y corporal del paciente, se colocó una almohadilla de silicona en la sonda de 7'5 MHz, tal y como hiciera SÁNCHEZ-VALLE (2008).



Figura 64. Equipo de ecografía con sondas, gel, almohadilla y disco.

4.2.1.7. EQUIPOS PARA ANESTESIA GENERAL

De la misma manera que SÁNCHEZ-VALLE (2008), para realizar los estudios mediante tomografía computadorizada y resonancia magnética, en nuestras instalaciones, es necesario someter al paciente a una anestesia general; optamos por una anestesia inhalatoria, que hubo de realizarse con dos máquinas, una no ferromagnética, para poder introducirla dentro de la sala de resonancia magnética sin que sus componentes se viesen afectados por la presencia del imán, y otra convencional, para la tomografía computadorizada.

La primera es un aparato modelo VML de la casa MDS MATRIX®, especialmente diseñado para su colocación en el interior de una instalación de IRM (Figura 65).



Figura 65. Aparato de anestesia inhalatoria no ferromagnético.

La segunda es un equipo modelo NELAC – E de la casa DRAEGER® (Figura 66).



Figura 66. Aparato de anestesia inhalatoria DRAEGER®.

Los equipamientos de anestesia se completan con un vaporizador de isoflurano y con los correspondientes circuitos de gases que se conectan a la bombona de oxígeno, sondas endotraqueales de diferentes calibres y abrebocas para la colocación de éstas (Figura 67 y Figura 68).



Figura 67. Abrebocas.

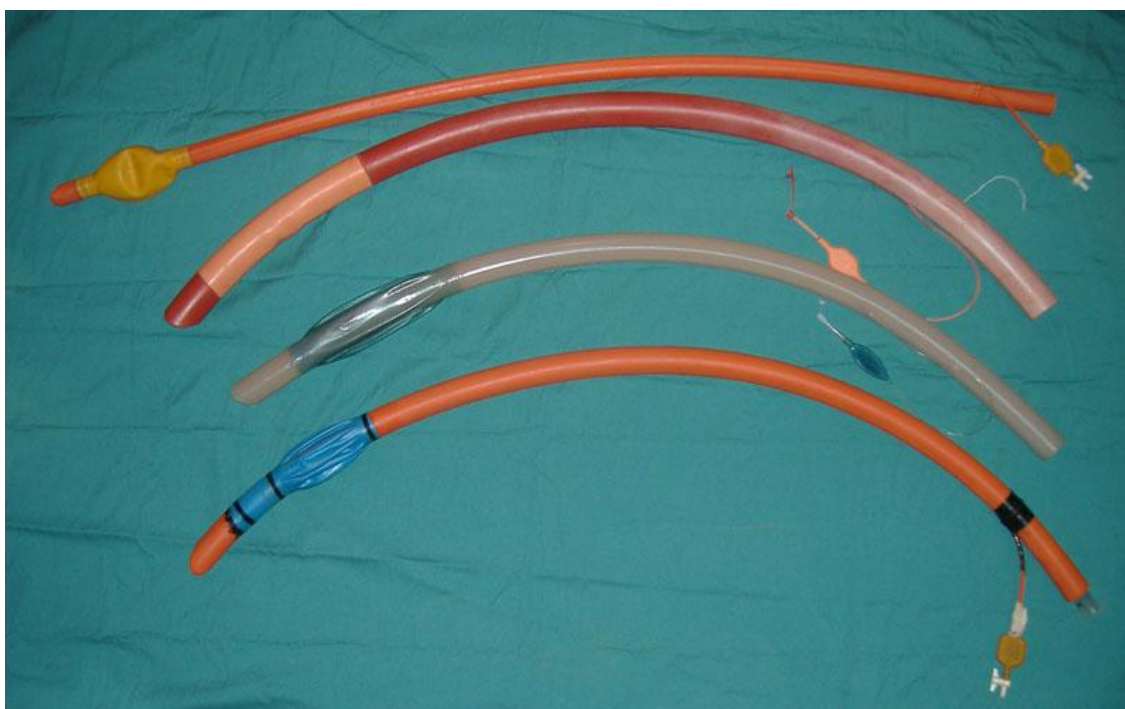


Figura 68. Sondas endotraqueales.

4.2.1.8. EQUIPO DE TOMOGRAFÍA COMPUTADORIZADA.

Las imágenes de tomografía computarizada fueron obtenidas con un escáner móvil modelo Tomoscan M/EG de la marca PHILIPS®, que consta de:

Armazón explorador o Gantry, que contiene el tubo de rayos X y los detectores de tipo sólido que giran alrededor del paciente.

Soporte o mesa para el paciente cuyo tablero puede desplazarse en los planos horizontal y vertical (Figura 69).



Figura 69. Armazón explorador y soporte.

Consola del operador situada en una estancia anexa a la sala de exploración y dotada de teclado alfanumérico, ratón, monitor en color de 17" y unidad de trabajo SUN® SPARC station 5 (Figura 70).



Figura 70. Consola para el manejo del equipo de tomografía.

4.2.1.9. EQUIPO DE RESONANCIA MAGNÉTICA

Las imágenes de resonancia magnética fueron obtenidas con el equipo modelo GENESIS SIGMA de la casa GENERAL ELECTRIC MEDICAL SYSTEMS® (Figura 71); dicho equipo posee un imán permanente de 0'2 Teslas, situado en el interior de sus instalaciones específicas, con un campo magnético principal de dirección vertical y sentido ascendente. Este campo magnético, considerado claramente de baja intensidad (KONAR y LANG, 2011), aunque goza de una menor resolución que los sistemas de alta intensidad de campo y, por tanto, puede no detectar algunos detalles, es capaz de generar imágenes en las que se puede evaluar la anatomía de la extremidad equina (NAGY y DYSON, 2009 y 2011; KONAR y LANG, 2011) con calidad diagnóstica (MURRAY y col. 2009; KONAR y LANG, 2011) y el contraste entre tejidos es alto (GAVIN, 2011), siendo menos sensible a la aparición de artefactos de susceptibilidad magnética (WERPY y col., 2011; KONAR y LANG, 2011) y de desplazamiento químico (KONAR y LANG, 2011) que los equipos de alto campo; por lo que, en un futuro, es el que, con mayor probabilidad, podrá llegar a estar generalizado en la

práctica clínica privada, por su mayor seguridad y sus menores costes de instalación y mantenimiento (ELLIS, 1998; BLAIK y col., 2000; KONAR y LANG, 2011).



Figura 71. Equipo de resonancia magnética.

En el exterior de las instalaciones, aisladas mediante cobre, está situada la consola del operador con el soporte informático que permite la realización de la exploración (Figura 72).



Figura 72. Consola para el manejo del equipo de resonancia magnética.

Según el tamaño de la región anatómica a explorar, se utilizaron las antenas de radiofrecuencia que mejor se adaptaban a nuestras necesidades. Entre las que teníamos a nuestra disposición, se utilizaron la de cuerpo (*Body Flex [L]*), la de cabeza (*Head*), las de rodilla de 9 pulgadas (*9-INCH GP*) y de 6 pulgadas (*6-INCH GP*) y la de muñeca (*Wrist*). La más versátil y útil, tanto para los estudios *in vivo* como *post mortem*, fue la de cabeza, que se utilizó en un 82,79% del total de las series de imágenes en equinos; tras esta, a mucha distancia, la segunda más utilizada fue la de rodilla de 6 pulgadas, en un 5,83% de las series. La antena de muñeca fue utilizada en un 5,55% de las series, la de cuerpo en un 3,56% y la de rodilla de 9 pulgadas en un 2,27% (Figura 73).

Estos porcentajes son consecuencia de que, en la antena de cabeza, los estudios pueden ser más amplios en el eje proximodistal, abarcando no sólo la articulación implicada estrictamente, sino también sus regiones más próximas; esta antena permite el estudio, en la misma serie, de imágenes de zonas especialmente longilíneas como los metacarpos o los metatarsos y, además, permite el estudio de regiones más amplias en el eje dorso-volar como el tarso, incluso aunque esté ligeramente flexionado, lo que puede

ocurrir más frecuentemente de lo deseado, según cómo haya que posicionar al equino bajo anestesia general. Debido a estas características, esta antena permite el estudio de diferentes regiones, tanto en extremidades disecadas como en equinos íntegros vivos o muertos, sin necesidad de cambiarla por otra de diferente forma o tamaño.

Las antenas de muñeca y de rodilla de 6 y 9 pulgadas se utilizaron en estudios en los que la región a explorar estaba muy definida y era de pequeño tamaño; por último la antena de cuerpo se utilizó también en series muy concretas en que la región a explorar tenía un tamaño tan grande que no se podía colocar dentro de la antena de cabeza.

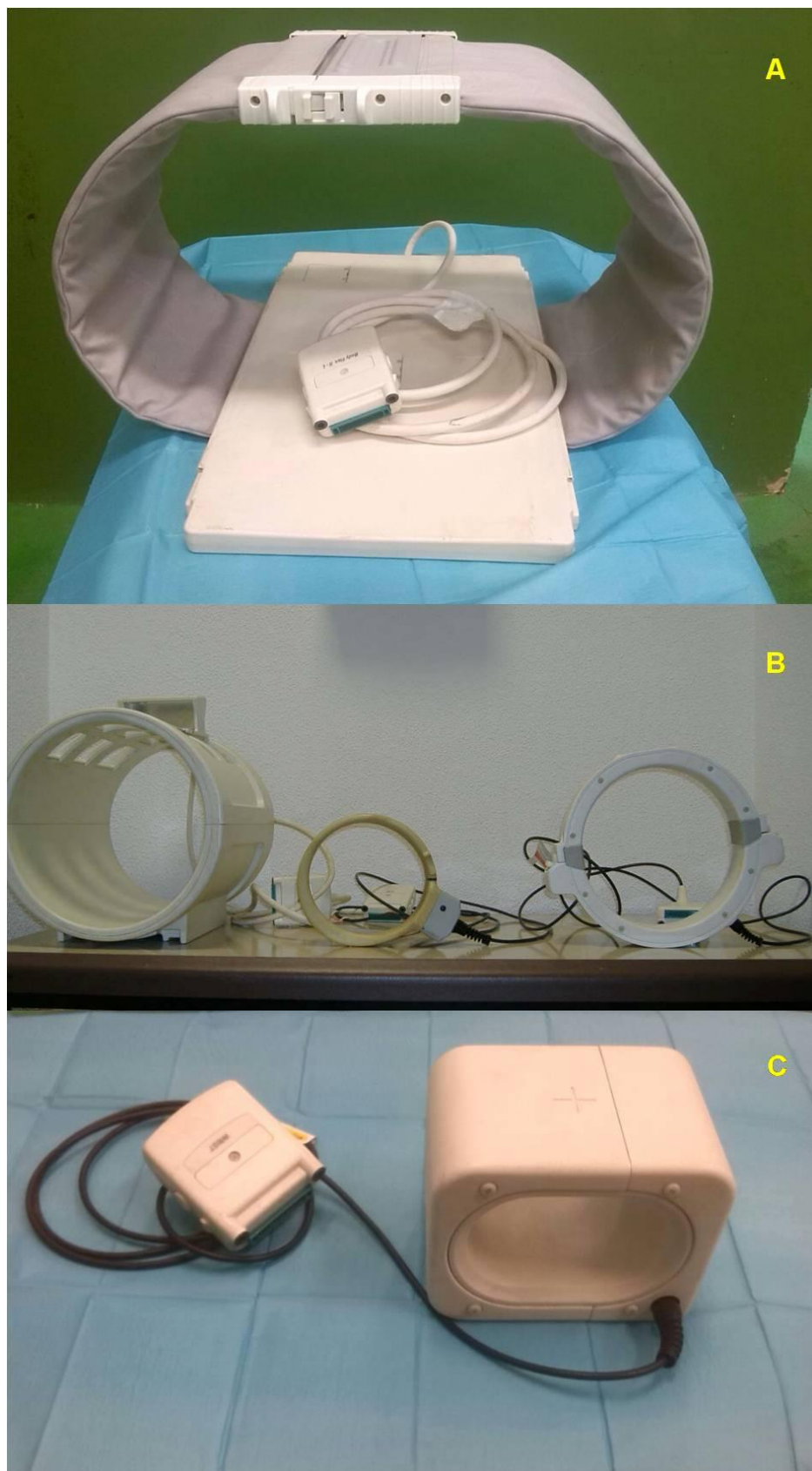


Figura 73. Fotografías las antenas de radiofrecuencia utilizadas: en la imagen A tenemos la antena de cuerpo flexible; en la imagen B podemos ver, de izquierda a derecha, la antena de cabeza, la de 6 pulgadas y la de 9 pulgadas; y e la imagen C podemos ver la antena de muñeca.

4.2.1.10. EQUIPO DE IMPRESIÓN

Para la impresión de las imágenes de tomografía computarizada y resonancia magnética, se empleó la impresora multiformato Agfa®, modelo DRYSTAR3000, digital, de funcionamiento en seco, que permite obtener imágenes en color utilizando el sistema de sublimación térmica, e imágenes en escala de grises, por impresión térmica directa (Figura 74) Utiliza películas térmicas de marca Drystar TM 1 BNEW de 35 x 43 cm.



Figura 74. Impresora multiformato.

Dado que tanto el equipo de TC como el de IRM son los que se fabrican para medicina humana, debimos adaptar nuestras necesidades a estos equipos o aplicar modificaciones propias con relación al posicionamiento del animal, el protocolo de trabajo, etc.; para ello, se utilizaron diferentes posicionadores, colchonetas, cuerdas y, en el caso de la IRM, una cama especialmente diseñada por nuestro equipo, acolchada, de madera y libre de componentes metálicos para permitir su introducción dentro de la sala de resonancia magnética (Figura 75).



Figura 75. Paciente en proceso de exploración mediante resonancia magnética, utilizando posicionadores, colchonetas, cuerdas y una camilla especial.

4.2.1.11. MATERIAL DE DISECCIÓN, PREPARACIÓN DE PIEZAS ANATÓMICAS, TOMA DE MUESTRAS Y CONSERVACIÓN

Para la preparación de las piezas anatómicas se utilizaron bisturís de hoja intercambiable N° 15 y 24, pinzas de mano, tijeras de disección y una sierra eléctrica de banda continua de la marca Medoc® modelo, BG200, de longitud de sierra 2000mm (Figura 76 y Figura 77).



Figura 76. Material general de disección.



Figura 77. Sierra eléctrica.

La cámara-congelador utilizada para la conservación de las piezas fue el modelo Chiloverg de la marca Koxka® que alcanza una temperatura de -20°C (Figura 78).



Figura 78. Cajetín de control de la cámara congeladora.

4.2.1.12. EQUIPO Y PROGRAMAS INFORMÁTICOS

A.1. Para el tratamiento de la información digital

El tratamiento informático de las imágenes fue realizado con los programas Osiris Versión 4.19®, Adobe Photoshop CS, Paint, Libre Office Impress y Microsoft PowerPoint, mediante los sistemas operativos Windows XP, Windows 7 y Ubuntu 12.10 y 13.04.

Los equipos informáticos utilizados fueron un ordenador marca ACER modelo TravelMate 4002WLMi y otro marca HP modelo Pavilion dm1, y la impresión, cuando se llevó a cabo, se realizó en una impresora HP Deskjet D2360.

La digitalización de las imágenes radiográficas se realizó con el escáner Microtek ScanMaker 9800XL, mediante el programa Microtek Scan Wizard Pro V7.021 para Windows, instalado en el ordenador ACER TravelMate 4002WLMi.

El tratamiento estadístico de los datos fue llevado a cabo mediante la hoja de cálculo de Libre Office, Microsoft Excel, y la herramienta informática estadística de software libre Epi Info7.



Figura 79. Equipamiento informático para la digitalización de radiografías.

A.2. Para el transporte de información digital

Lápices de memoria SanDisk® de 16, 32 y 64 GB.

Discos DVD-R PROSUKI 2000® de 4,7 GB.

Discos magnetoópticos modelo MO – R/W de la marca Basf.



Figura 80. Instrumentos para el transporte de información digital.

4.2.2. FUNGIBLE

El material fungible utilizado para el desarrollo de este trabajo no es otro que el que se utiliza de forma cotidiana en una clínica para equinos:

4.2.2.1. PREPARACIÓN DEL PACIENTE

Jabón de lavado quirúrgico (Barkolin®), maquinillas de afeitar desechables, papel secante, alcohol de 96°, povidona yodada (betadine®), gasas, algodón, esparadrapo, catéteres de teflón de calibre 14G y 14cm de longitud, obturadores para catéteres, seda trenzada de calibre 0 USP, jeringuillas de diferentes tamaños, agujas de varios diámetros y longitudes, sistemas de suero, suero salino fisiológico en presentación de 0'5, 1 y 5 litros, plastilina grasa (Jovi®), sulfato de bario Barigraf® A.D., iohexol

(Urografin®), chinchetas, catéteres radioopacos para radiología intervencionista, etc. (Figura 81).



Figura 81. Material general para la preparación del paciente.

4.2.2.2. SEDACIÓN

Detomidina (Domosedan®), romifidina (Sedivet®) y butorfanol (Torbugesic®) (Figura 82).



Figura 82. Productos utilizados para la tranquilización de los pacientes.

4.2.2.3. ANESTESIA

Mepivacaína al 2% sin vasoconstrictor (Scandinibsa®), Gliceril guayacol éter (Miolaxin®), Ketamina (Imalgène 1000®) e Isoflurano (IsoFlo® o Isoba®) (Figura 83).



Figura 83. Productos utilizados para la anestesia de los pacientes.

4.2.2.4. RADIOGRAFÍA

Placas de acetato sensibles a la luz verde (Kodak PDS® y Fuji®).

4.2.2.5. ECOGRAFÍA

Gel transmisor de ultrasonidos (Kendal®).

4.2.2.6. ORTOPEDIA

Clavos de herrar JC0 y JC2 (Mondial®) y herraduras LB de Mustad®, Sant Croix Eventer® y Rock and Roll® de varios números (Figura 84).



Figura 84. Material ortopédico.

4.2.2.7. EUTANASIA

Cóctel eutanásico T61® (

Figura 85).



Figura 85. Cóctel eutanásico.

4.2.2.8. ANÁLISIS ANATOMOPATOLÓGICO.

Solución de formol al 10% y botes de material plástico para la conservación y envío de la muestra.

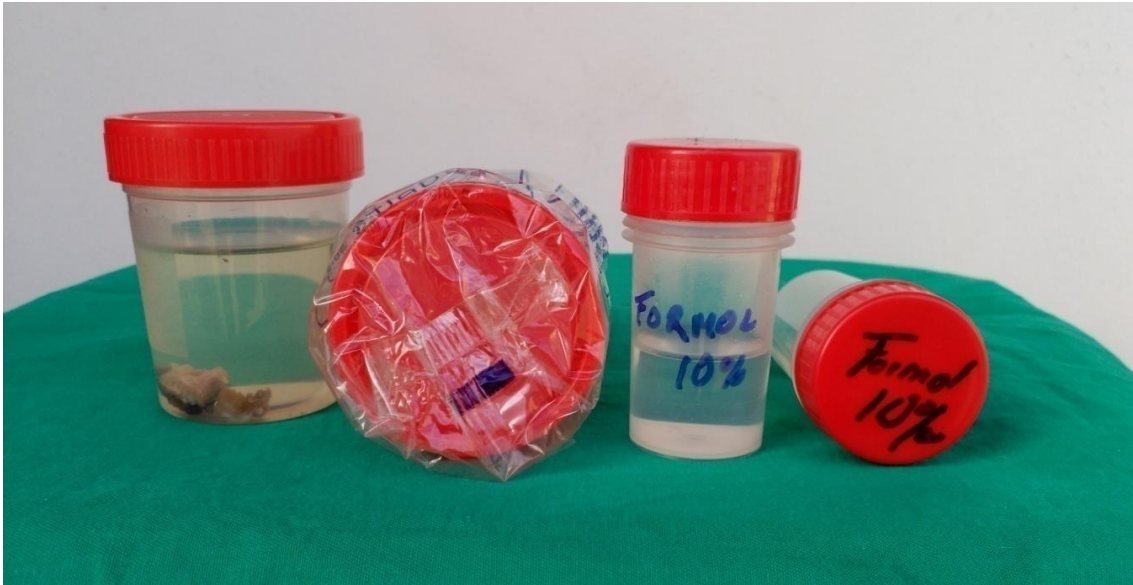


Figura 86. Imagen de los dos diferentes tipos de botes de material plástico utilizados para la conservación y envío de muestras histológicas en solución de formol al 10%. El bote de la izquierda contiene una muestra de tejido en solución de formol al 10%, mientras que los dos de la derecha continen la solución solamente.

4.3. MÉTODO DE TRABAJO

4.3.1. ATENCIÓN CLÍNICA

En el momento de la admisión de los equinos en la consulta, se les realizó una ficha clínica como la que se refleja en la Figura 87, que incluyó reseña, anamnesis, examen clínico general y exploración del aparato locomotor. Tras la realización de este protocolo se procedió a la exploración mediante los métodos complementarios de diagnóstico que se precisaron en cada caso, hasta llegar al diagnóstico o hasta que el propietario no quiso seguir con la investigación. El objetivo de las pruebas de diagnóstico por imagen es poder llegar a diagnosticar un proceso patológico concreto, emitir un juicio pronóstico e instaurar un tratamiento adecuado para el o los procesos patológicos que padece el paciente. Para anotar los datos obtenidos durante estas exploraciones complementarias, se cubrió, para cada paciente, una ficha de diagnóstico por imagen como la de la Figura 88. Cuando las pruebas complementarias de diagnóstico mediante imagen no fueron concluyentes y el caso clínico lo permitía, se recurrió a la toma de muestras y el análisis anatomopatológico de las mismas. No obstante, también se utilizó el análisis histológico cuando se generaron dudas concretas acerca de la composición histológica de determinadas estructuras que la bibliografía disponible no lograba solventar.

FECHA:.....

FICHA CLÍNICA N°

Especie _____ Raza _____ Sexo _____
Identificación _____ Edad _____
Capa _____ Actividad _____
Propietario _____
D.N.I. _____ Teléfono _____
Domicilio _____
Veterinario Referente _____

ANTECEDENTES Y ANAMNESIS _____

SÍNTOMAS _____

MEDIO DE DIAGNÓSTICO Y DIAGNÓSTICO _____

Figura 87. Ficha clínica (SÁNCHEZ-VALLE, 2008; ALONSO, 2009; PEÑA, 2011).

FECHA:.....

FICHA DE DIAGNÓSTICO POR IMAGEN Nº

Especie _____ Raza _____ Sexo _____
 Identificación _____ Edad _____
 Capa _____ Actividad _____
 Propietario _____
 D.N.I. _____ Telefono _____
 Domicilio _____
 Veterinario Referente _____
 Solicitado por el servicio de: _____ Ficha Nº _____
 Motivo _____
 Exploraciones realizadas:
 Radiografía _____ Ecografía _____ Otras _____
 TC _____ IRM _____
 Región anatómica _____
 Posición _____
 Proyecciones _____
 Informe _____

Figura 88. Ficha de diagnóstico por imagen (SÁNCHEZ-VALLE, 2008; ALONSO, 2009; PEÑA, 2011)

Los animales vivos se sometieron a estudio de IRM bajo anestesia general inhalatoria, mientras que los cadáveres completos se exploraron en fresco en las 24 primeras horas tras el sacrificio; en el caso de las extremidades disecadas, se dieron dos posibilidades que ya se han descrito en publicaciones previas: el estudio en fresco en las 24 primeras horas (SPRIET y col., 2007) o, la que fue más numerosa, la congelación

inmediata entre -18° y -20° C (MURRAY y col. 2003 y 2007; ZARUCCO y col., 2006; KELLER y col., 2006; DYSON y col., 2008; MURRAY y col., 2009) que, salvo contadas excepciones, se realizó en posición de extensión. Tras la conservación mediante congelación y previa descongelación a temperatura ambiente durante 24h, se procedió a la programación de su estudio posterior mediante RM, tal y como ya se ha descrito en otros trabajos de investigación (MURRAY y col., 2003, 2006 y 2007).

4.3.2. ANESTESIA

Los animales vivos examinados mediante IRM fueron sometidos a una premedicación anestésica con Romifidina a una dosis de 0,08mg/Kg (GONZÁLEZ, 1998; SÁNCHEZ, 2008), tras la que se indujo la relajación muscular con gliceril guayacol eter al 5% a una dosis de 50mg/Kg y la anestesia con ketamina a 2mg/Kg (TAYLOR y CLARKE, 1999), en una habitación de inducción completamente acolchada y controlando los movimientos en todo momento, para minimizar los riesgos durante el decúbito (Figura 89). Posteriormente, se procedió a su intubación endotraqueal (Figura 90), manteniéndose la anestesia a la profundidad deseada mediante un procedimiento inhalatorio con un equipo semicerrado, circular, con adsorción de anhídrido carbónico, y utilizando isoflurano a efecto y oxígeno a una dosis aproximada de 10ml/Kg/minuto (Figura 91 y Figura 92). Una vez estabilizada la profundidad anestésica, se les colocaron trabones y se elevaron con un polipasto instalado sobre raíles, desplazándolos en el aire hasta la camilla no ferromagnética diseñada para ser introducida en la habitación de RM; este proceso se realizó con un exquisito cuidado, evitando movimientos bruscos y protegiendo y sosteniendo la cabeza con especial precaución de no dañar los ojos en todo el proceso (Figura 93, Figura 94 y Figura 95). Con el fin de proteger la córnea durante este manejo y todo el proceso de obtención de imágenes, así como en la fase de recuperación, se administró una pomada oftálmica hidratante y lubricante.



Figura 89. Imagen de la inducción anestésica de un equino adulto en la habitación acolchada para tal procedimiento.

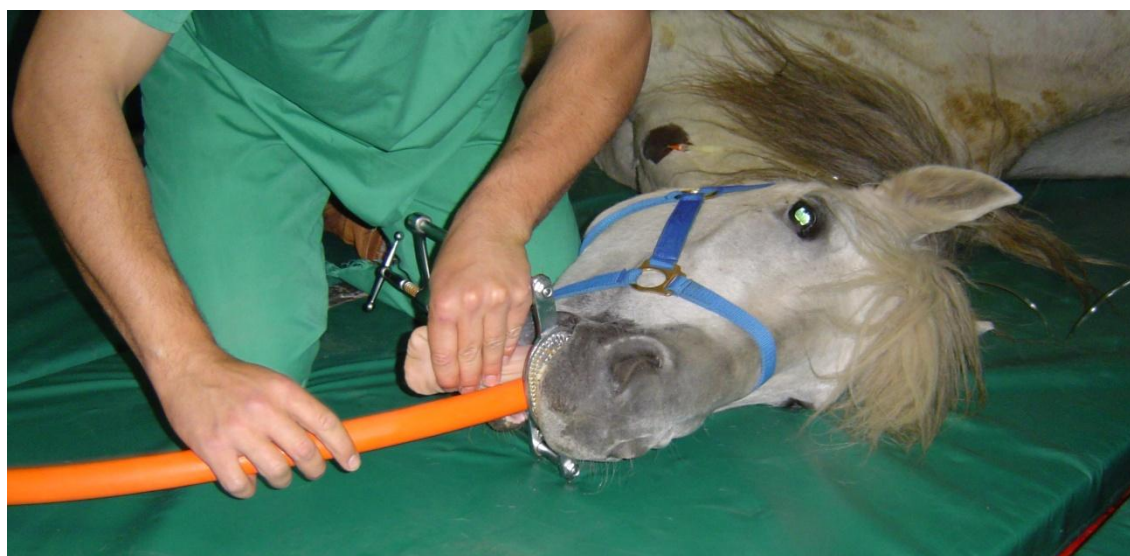


Figura 90. Procedimiento de intubación del paciente tras la inducción anestésica.

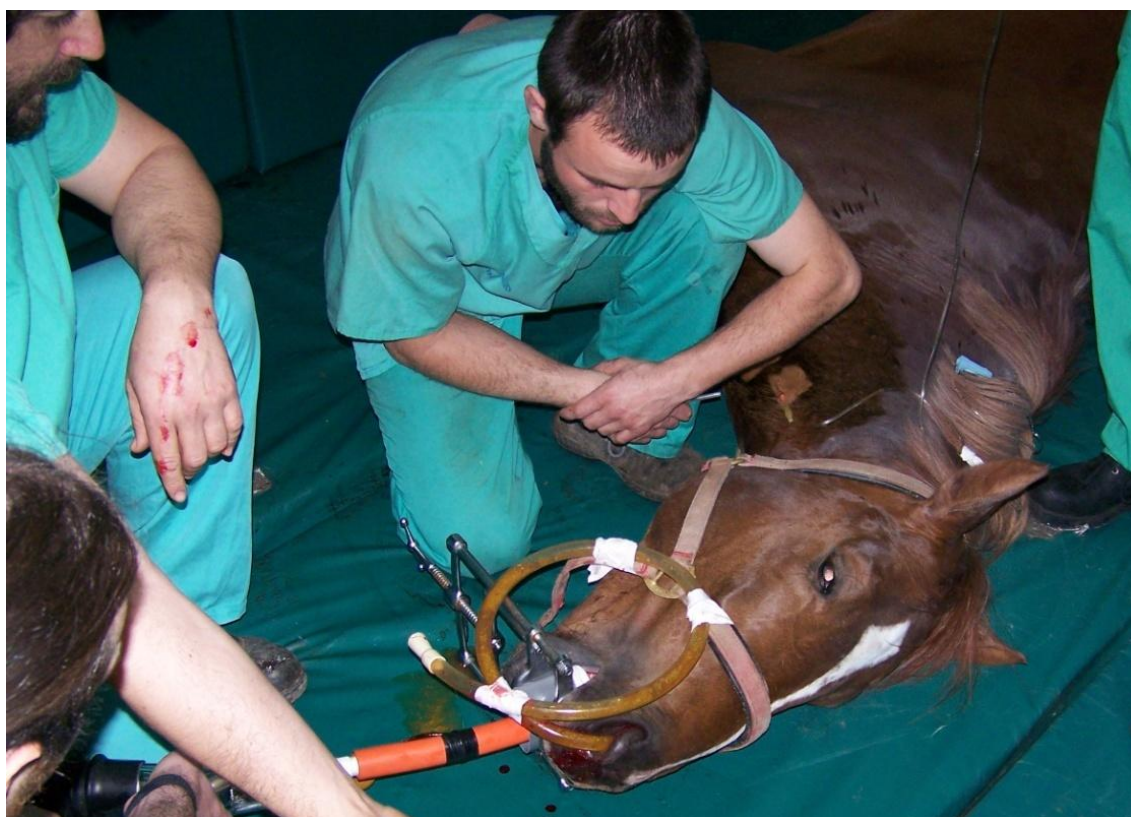


Figura 91. Imagen de un caballo recién intubado al que se le está conectando el equipo de anestesia inhalatoria.



Figura 92. Procedimiento de ajuste de los valores del equipo ordinario de anestesia inhalatoria para alcanzar la profundidad anestésica deseada en el paciente y estabilizarlo en el plano anestésico adecuado antes de trasladarlo a la camilla no ferromagnética.



Figura 93. Colocación de trabones y polipasto e inicio de la elevación del paciente para su traslado a la camilla construida con materiales no ferromagnéticos. Observese que, en todo momento, hay haber una persona cerca de la cabeza del animal preparada para controlarla.



Figura 94. Traslado del paciente mediante el polipasto para su colocación en la camilla construida con materiales no ferromagnéticos.

Una vez colocado el paciente sobre la camilla, fue trasladado a la habitación de RM y, en el caso de que la anestesia inhalatoria se estuviera llevando a cabo con el aparato de anestesia convencional se procedió a desconectarlo antes de introducirlo en dicha habitación y a sustituir el mencionado equipo de anestesia por el no ferromagnético.



Figura 95. Imagen de un pony asturcón adulto colocado sobre la camilla no ferromanética sobre la que se traslada a la habitación de RM.

4.3.3. MANEJO DE LAS PIEZAS ANATÓMICAS

Las extremidades aisladas, cuando se exploraron en las primeras 24 horas tras la muerte del animal, se sometieron directamente a estudio tras impermeabilizar con una calza de plástico fijada con cinta adhesiva la zona de sección, para evitar la salida de sangre u otros líquidos (BOLEN y col., 2011); con este fin, se introducían en el interior de la antena más pequeña posible en relación a la región a explorar y se fijaban con esparadrapo en posición de extensión, con la cara dorsal mirando hacia arriba y la palmar o plantar apoyada en la camilla integrada del equipo de IRM, con lo que el vector de campo magnético se orientaba en una dirección cercana a la perpendicularidad con eje longitudinal de la extremidad y en sentido de palmar o plantar hacia dorsal; tras el estudio, se marcaban con el número de ficha radiológica y se conservaban en congelación entre -18° y -20° C (Figura 96).



Figura 96. Extremidades anterior y posterior de dos equinos adultos numeradas y conservadas bajo congelación.

Las extremidades que no se pudieron explorar mediante IRM en las primeras 24 horas también se impermeabilizaron en la zona de sección con una calza de plástico (BOLEN y col., 2011), se marcaron con el número de la ficha de diagnóstico por imagen y fueron sometidas a congelación entre -18° y -20° C inmediatamente, en posición de extensión salvo contadas excepciones; posteriormente se programó su estudio mediante RM. Para realizar este estudio, se procedió a descongelar las piezas; con este fin se extrajeron de la cámara de frío 24 horas antes, dejándolas en una habitación a temperatura ambiente, oscilando dicha T^a entre 15° y 20° C, ya que este método de descongelación parece ser el que da lugar a menos cambios en la intensidad de señal de las estructuras de la extremidad equina en relación con otros (BOLEN y col., 2011); en algunos casos, se procedió a sumergirlas durante un periodo de descongelación de 12h en agua a (20° C) con la zona de sección impermeabilizada y fuera del agua, tal y como ya se ha descrito en otros trabajos (SCHRAMME y col., 2009).

Una vez completamente descongeladas, con la movilidad articular recuperada y secada su superficie si procedía, se fijaban en el interior de la antena de RM y se sometían a estudio.

4.3.4. **ESTUDIO MEDIANTE IRM**

Los pacientes seleccionados fueron sometidos a examen mediante IRM; en este caso, la ficha de diagnóstico por imagen se complementó con los datos de nº de estudio mediante IRM, articulación o región a explorar, secuencia de pulsos utilizada, potenciación programada y plano de corte. Otros parámetros de la secuencia y la imagen quedaban automáticamente registrados por el equipo de IRM en los datos del estudio; estos últimos se consultaron y analizaron por medio de las opciones “*Display>Show info>Study info o Image info*” del programa Osiris, versión 4.19®” (Figura 97).

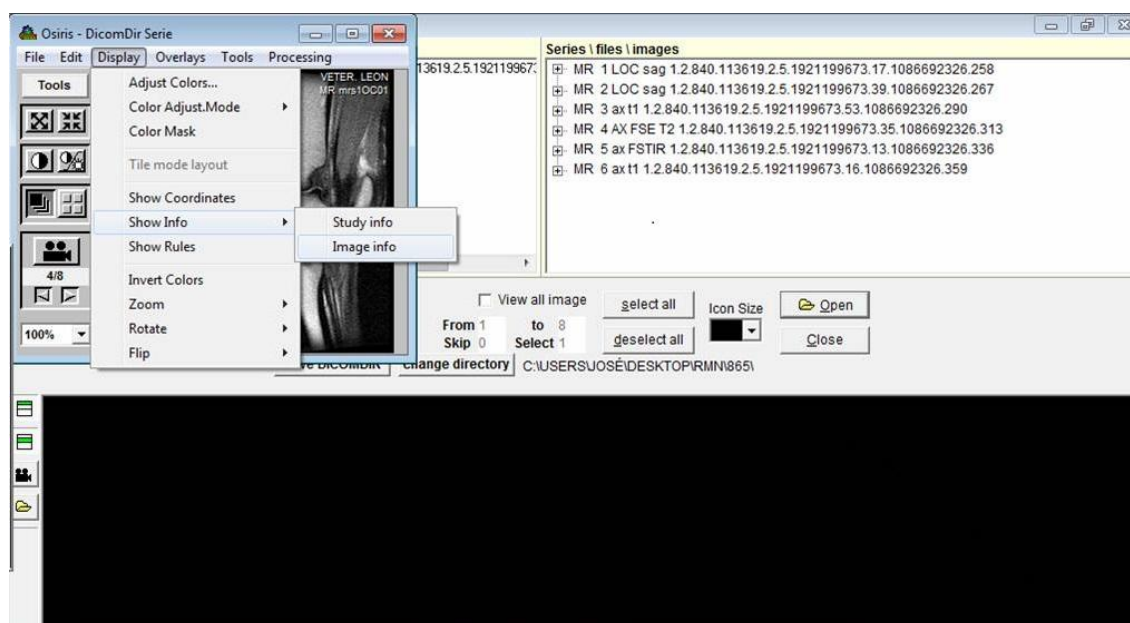


Figura 97. Pantalla de opciones para la consulta de datos de los diferentes parámetros del estudio o la imagen del programa Osiris 4.19®.

En algunos de estos animales, se decidió realizar la IRM bajo anestesia general inhalatoria ordinaria como prueba exploratoria complementaria, tal y como ya se ha realizado en estudios similares (KOTANI y col., 1999; KASASHIMA y col., 2002; DYSON y col., 2003; 2003b y 2004; MURRAY y col., 2004; ZUBROD y col., 2005; BARBER Y col., 2006; LABENS y col., 2010). En otros, en los que se había decidido el sacrificio, se realizó la IRM exploratoria de investigación bajo anestesia general, sin

reanimación previa a la eutanasia. En otro grupo, tras decidir su eutanasia, se procedió a la sacrificar al animal y se realizó la IRM exploratoria de las diferentes regiones a estudiar dentro de las primeras 24 horas en el cadáver íntegro. El resto de extremidades que se sometieron a IRM provenían también de animales recibidos en la consulta, cuyos dueños habían decidido sacrificarlos tras la exploración diagnóstica; sin embargo, estas extremidades se habían separado del animal mediante su sección la altura del límite entre el tercio distal y el tercio medial del radio (NAGY y DYSON, 2009) o la tibia y, o fueron sometidas a IRM en las primeras 24 horas (LATORRE y col., 2006; SPRIET y col., 2007; SPRIET y McKNIGHT, 2009; SCHRAMME y col., 2010), o se conservaron en congelación hasta su exploración con IRM, que tuvo lugar tras ser descongeladas a temperatura ambiente, como ya se ha descrito en trabajos similares (MURRAY y col., 2003, 2005, 2006, 2007 y 2009; HELVESI y col., 2004; BRANCH y col., 2005; DYSON y col., 2008; SMITH y col., 2008; DYSON y NAGY, 2009; ARBLE y col., 2009; SMITH y col., 2011; NAGY y DYSON, 2011) o mediante inmersión en agua templada, método que también ha sido publicado (SCHRAMME y col., 2009).

En cualquier caso, todos los exámenes se realizaron sobre extremidades que no soportaban peso, a diferencia de lo que ocurriría si el caballo fuera sometido a estudio mediante RM en la estación, bajo sedación y mediante un equipo diseñado al efecto. Esta falta de carga se considera ventajosa, por parte de ciertos autores, para la valoración de estructuras tales como el cartílago articular (OLIVE, 2010).

4.3.4.1. COLOCACIÓN DEL PACIENTE.

El diseño del equipo de RM nos obligó a introducir a los animales en la habitación con los cuartos traseros en primer lugar en los casos de examen de las extremidades posteriores para, una vez sobrepasado en imán, colocar la región a estudiar en el interior del equipo desde el fondo de la habitación.

Una vez introducida la región a estudiar en el interior del imán, se colocó la antena que mejor se ajustara a las dimensiones de la zona a explorar y se fijó la región anatómica lo más centrada posible dentro de la antena utilizando cuerdas y sacos de arena, siempre respetando que la postura y las tensiones fueran las adecuadas para minimizar los riesgos de lesión por postura forzada continuada bajo anestesia general; también se utilizaron cuerdas para asegurar las demás extremidades del animal sin

causar tensiones, con el fin de minimizar las consecuencias que podrían sobrevenirle al equipo ante un fallo anestésico, como consecuencia de los subsiguientes movimientos no previstos del equino (Figura 98).

En el caso de los potros, o en ponis de pequeño tamaño, para el estudio de determinadas regiones, se pudo proceder a colocarlos en las posiciones ordinarias que se utilizan en perros, con el cuerpo completamente extendido sobre la camilla integrada propia del equipo.

Una vez finalizada la exploración, los pacientes eran recolocados adecuadamente en la camilla y se sacaban de la habitación de RM, siempre en un plano adecuado de anestesia general; si el animal era objeto de sacrificio humanitario, se procedía a su eutanasia bajo los efectos de la anestesia general profunda; si éste no era objeto de sacrificio, se procedía a elevarlo nuevamente con el polipasto y, tras depositarlo en la habitación acolchada de recuperación anestésica, se procedía a la misma de forma asistida y controlada.

Los cadáveres íntegros que se sometieron a IRM fueron manejados y colocados en las mismas posiciones que los vivos, con la excepción lógica de la no aplicación de anestesia y sin la necesidad de aquellas fijaciones diseñadas para evitar movimientos peligrosos para el equipo.

Las extremidades aisladas se fijaban en el interior de la antena de RM y se sometían a estudio centrando la región a explorar, lo máximo posible, en el interior de la antena, y el conjunto antena-región anatómica se colocaba lo más próximamente posible al isocentro del imán, para después proceder a programar las secuencias de pulsos.

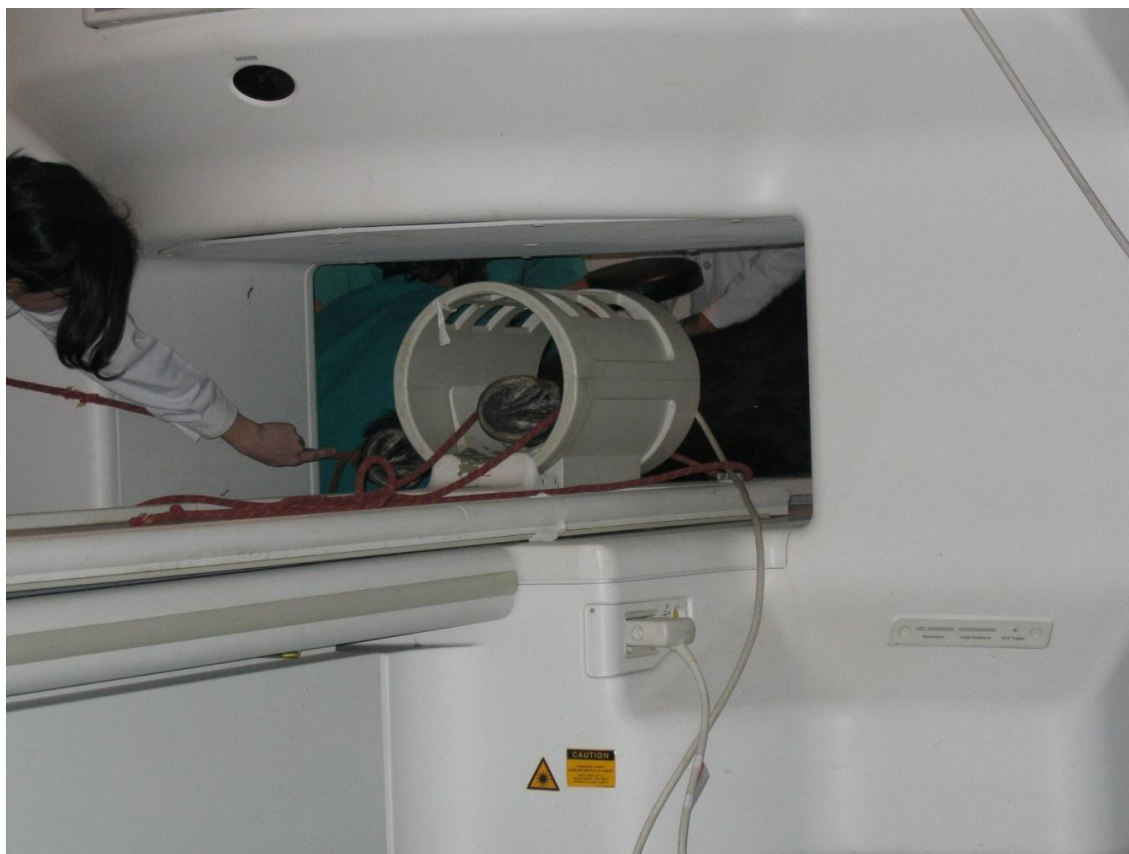


Figura 98. Imagen de la colocación y sujeción mediante cuerdas de una extremidad anterior de un pony asturcón adulto en el interior de la antena de radiofrecuencia de cabeza.

4.3.4.2. SELECCIÓN DE PLANOS, POTENCIACIONES Y SECUENCIAS.

Hay estudios que sugieren que, para la exploración adecuada de algunas estructuras de la extremidad equina, es crítica la valoración en diferentes planos del espacio (DYSON y col., 2004 y 2005; OLIVE, 2010) y mediante diferentes potenciaciones de la imagen (DYSON y col., 2004 y 2005; FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2007, 2009, 2014 y 2014b); debido a esto, se programó el equipo para obtener cortes en las tres direcciones principales del espacio (transversal, coronal y sagital) y para potenciar, en cada uno de estos planos, las imágenes en T1, T2 o T2*, DP y la variante T2 con supresión de la señal grasa.

Cuando revisamos los patrones de estandarización utilizados en medicina humana para la exploración de la mayoría de las estructuras del sistema musculoesquelético, encontramos que, en la inmensa mayoría de los casos, la potenciación T1 obtenida mediante la secuencia de pulsos convencional o SE es una de las consideradas prácticamente imprescindibles para la correcta valoración de las estructuras presentes

(BUSONI y col., 2004; HELMS y col., 2011); además, es un tipo de secuencia ampliamente utilizado en las descripciones de la extremidad equina mediante IRM desde que se publicaran las primeras (PARK y col., 1987; CRASS y col., 1992; MARTINELLI y col., 1996; DENOIX y col., 1996; RUOHONIEMI y col., 1997; MARTINELLI y col., 1997; KLEITER y col., 1999; KOTANI y col., 1999; BLAIK y col., 2000; BUSONI y col., 2004). En la potenciación en DP, esto no está tan claro; es obvio que proporciona una información diferente y complementaria a la de las otras potenciaciones (FERNÁNDEZ-ROMOJARO y Col, 2007, 2009, 2014 y 2014b), pero podría ser discutible que sea imprescindible o irrenunciable para una exploración satisfactoria de la mayoría de las estructuras del sistema musculoesquelético, ya que, en medicina humana, no se incluye en los protocolos estandarizados de unas regiones y sí se incluye en otros (HELMS y col., 2011). En cualquier caso, para el equino, todavía no está establecido un régimen estandarizado de exploración, como ya hemos señalado en la introducción de este trabajo, y no sabríamos en qué regiones, o para qué estructuras, es imprescindible esta potenciación y en cuales podría no serlo; además, hay trabajos que indican que, en los nuevos equipos diseñados para la exploración mediante RM de la extremidad equina en la estación, bajo sedación, las secuencias de pulsos SE o convencionales pueden dar lugar a imágenes de calidad diagnóstica (McKNIGHT y col., 2004). Además, en medicina humana, inicialmente, se utilizó la secuencia SE convencional para obtener las imágenes potenciadas en DP (VILAR y MARTÍ-BONMATÍ, 1991) aunque, posteriormente, fueron sustituidas, en muchos de los protocolos estandarizados, por la variante de la familia denominada Fast Spin Echo (FSE) (HELMS y col., 2011) o Turbo Spin Echo (TSE), dependiendo de la casa comercial que diseñara el equipo (COUSSEMENT, 2000). En equinos, aunque son minoritarios los trabajos que describen estructuras o lesiones de la extremidad en esta potenciación, encontramos, sin embargo, los dos tipos de secuencia DP SE (KLEITER y col., 1999) y DP FSE (BUSONI y col., 2004); el primer tipo posee el defecto de que es relativamente lenta, lo que constituye un gran inconveniente en la IRM del equino, y la segunda, aunque comparada con la primera es más rápida (COUSSEMENT, 2000), tiene ciertas desventajas como, entre otras cosas, que posee un artefacto borroso inherente que difumina los desgarros en ciertos fibrocartílagos como el menisco humano (HELMS y col., 2011). Debido a lo expuesto, y a que no hemos encontrado en la bibliografía consultada una completa descripción de la anatomía normal de la extremidad equina y de los procesos patológicos que se asientan en la misma, en la

potenciación en DP mediante la secuencia SE convencional, decidimos finalmente incluir esta potenciación y secuencia de pulsos en nuestro trabajo de investigación.

En cuanto a la potenciación T2, los trabajos sobre la extremidad equina que la abordan, tanto obtenida mediante las secuencias SE convencionales (sólo como ejemplos señalaremos los de CRASS y col., 1992, KLEITER y col., 1999 y KOTANI y col., 1999) como mediante FSE (como por ejemplo los de TAPPRES y col., 2003, MURRAY y col., 2003 y BUSONI y col., 2004) son más numerosos que en DP y, además, la relación entre las ventajas e inconvenientes entre el uso de una u otra secuencia de pulsos no parece poseer la misma proporción que en DP. La potenciación T2 mediante la secuencia SE no proporciona una buena definición de la anatomía de la zona como lo hace la DP SE o la T1 SE (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), al igual que la T2 FSE (COUSSEMENT, 2000) y, aunque la grasa posee una intensidad menor en T2 SE que en T1, sigue siendo lo suficientemente importante como para enmascarar ciertas lesiones de la médula ósea (COUSSEMENT, 2000), y en la secuencia FSE esta señal sólo se ve muy ligeramente incrementada en relación a la secuencia SE convencional (BUSONI y col., 2004) y, sin embargo, el ahorro de tiempo es muy considerable (COUSSEMENT, 2000); además, parece ser que, en las imágenes potenciadas en T2 con esta secuencia FSE obtenidas mediante equipos de bajo campo magnético, ciertas lesiones osteocondrales resultan ser más evidentes y mejor evaluadas que en otras potenciaciones y secuencias (WERPY y col., 2011); a todo esto hay que añadir que, aunque no elimina totalmente el efecto del ángulo mágico en las imágenes de tendones y ligamentos, lo minimiza, por lo tanto, puede ser útil para identificar dicho artefacto al compararla con otras potenciaciones y secuencias (SMITH y col., 2008; WERP Y y col., 2010); debido a esto, hay autores que defienden que, en la extremidad equina, todos los protocolos de IRM deberían incluir una secuencia con un TE largo para aumentar las posibilidades de identificar los artefactos de ángulo mágico (WERPY y col., 2010); a esto hay que añadir que, en medicina humana, la potenciación T2, obtenida mediante secuencias del tipo FSE, está ampliamente distribuida en muchos de los protocolos estándar de exploración del sistema musculoesquelético (BUSONI y col., 2004; HELMS y col., 2011). Por todo lo expuesto hasta aquí, decidimos incluir la potenciación T2, obtenida mediante secuencias de tipo FSE, en los protocolos de estudio de nuestro trabajo.

La supresión de la señal grasa en las imágenes potenciadas en T2, aunque en los primeros tratados sobre lesiones del sistema musculoesquelético de la especie humana aún no se había instaurado como uno de los tipos de imagen a obtener (VILAR y MARTÍ-BONMATÍ, 1991), enseguida mostró un gran potencial en este campo (GILI, 1993), y en la actualidad forma una parte imprescindible de la mayoría de los protocolos de exploración del sistema musculoesquelético en nuestra especie (HELMS y col., 2011). En los trabajos descriptivos iniciales, relacionados con la exploración de la extremidad equina, no se utilizaron este tipo de imágenes (PARK y col., 1987) y, aunque posteriormente formaron parte de los protocolos de numerosos estudios (TAPPRES y col., 2003; DYSON y col., 2003; 2003b y 2004; MURRAY y col., 2003; BUSONI y col., 2004), estos trabajos no tienen una finalidad descriptiva de la anatomía o las lesiones en este tipo de imágenes; por lo que, pese a que todo indica que, muy probablemente, en los futuros protocolos estandarizados de la exploración musculoesquelética equina, la supresión grasa estará presente como ya ocurre en el humano, no hay, a nuestro modo de ver, suficientes trabajos descriptivos acerca de este tipo de imágenes en el equino. Como ya se ha expuesto en la revisión bibliográfica, la supresión de la señal de la grasa en las imágenes de la RM se puede obtener mediante tres mecanismos diferentes: la saturación selectiva de la señal de la grasa, la técnica de separación agua-grasa de Dixon (que utiliza la diferencia de precesión de los protones unidos al agua o a la grasa mediante la adquisición de dos o tres ecos en diferentes tiempos y la adición o substracción de la señal de dichos ecos) y las técnicas de inversión-recuperación (IR); sin embargo, no con todos los equipos es posible utilizar las tres, y con los equipos de bajo campo, como es nuestro caso, la primera alternativa no es posible. En la actualidad, en los equipos como el nuestro, se recurre a la técnica de separación agua-grasa de Dixon o a las técnicas que utilizan la inversión-recuperación; siendo estas últimas una buena opción (KONAR y LANG, 2011). La técnica de saturación selectiva de la señal grasa se ha utilizado en el equino para el estudio de las extremidades (BUSONI y col., 2004) pero la técnica de IR se ha utilizado, con el mismo fin, mucho más profusamente (TAPPRES y col., 2003; DYSON y col., 2003; 2003b; 2004; MURRAY y col., 2003 y 2009; ZUBROD y col., 2005; DYSON y col., 2005; MURRAY y col., 2006; BARBER y col., 2006; BROKKEN y col., 2007; DYSON y MURRAY, 2007; COHEN y col., 2008; NAGY y Col., 2008); sin embargo, la técnica de separación agua-grasa de Dixon no ha sido utilizada en ninguna de las publicaciones revisadas para este trabajo; además, en la especie humana, es la técnica de IR tipo STIR

la que se ha instaurado firmemente, como parte de los protocolos estandarizados de estudio del sistema musculoesquelético, allí donde la supresión de la señal grasa se considera imprescindible para la exploración; a esto se suma que, en el caso del equino, hay estudios que apuntan a que este tipo de secuencia puede que tenga una mayor utilidad que otros para la valoración de la evolución de lesiones en determinadas estructuras tales como los tendones y ligamentos (HOLOWINSKI y col., 2010); además, hay autores como KONAR y LANG (2011) que defienden que la secuencia de pulsos STIR es una robusta alternativa para la obtención de imágenes de RM, con una alta sensibilidad para la detección de fluidos y procesos patológicos; según estos autores, por ser una secuencia de pulsos del tipo inversión-recuperación, da lugar a una baja relación señal/ruido, sin embargo, la relación contraste/ruido es excelente y puede ser utilizada, a mayores, para conseguir un muy buen contraste gris/blanco. HECHT y col. (2011) añaden que este tipo de secuencia de pulsos es una alternativa para obtener la anulación de la señal de la grasa menos dependiente de la homogeneidad del campo magnético que otros tipos y, por lo tanto, menos sensible a artefactos de susceptibilidad magnética, como el que producen los materiales metálicos extraños. Por todo lo dicho, decidimos incluir en nuestro estudio la secuencia de pulsos de IR tipo STIR, potenciada en T2, añadiendo la opción “*Fast*”, es decir, T2 FSTIR, que ya se ha utilizado en varios estudios de la extremidad equina (DYSON y col., 2003; 2003b y 2004; MURRAY y col., 2003; GUTIERREZ-NIBEYRO y col., 2009; SMITH y col., 2010; NAGY y DYSON, 2011). La opción “*Fast*” nos permite reducir el tiempo de estudio, lo que es muy importante en la especie equina, y el ligero incremento de la señal grasa que provoca no debería ser aquí un problema, puesto que la técnica STIR, con el TI adecuado, eliminaría por completo dicha señal (COUSSEMENT, 2000); además, la señal y el contraste de la secuencia de pulsos STIR puede ser mejorada (KONAR y LANG, 2011) y, según algunos autores, es menos susceptible al efecto del artefacto de ángulo mágico y a los artefactos de movimiento, lo que favorece, si cabe aún más, su inclusión futura en los protocolos estandarizados para el equino (GUTIÉRREZ-NIBEYRO y col., 2009; SHERLOCK y col., 2009).

La secuencia de pulsos GRE, utilizada para obtener la potenciación T2*, aunque se usa en algunos protocolos de exploración del sistema musculoesquelético del ser humano, no forma parte de dichos protocolos con la frecuencia que lo hacen las otras secuencias de pulsos anteriormente nombradas en este apartado. Como ya se ha

señalado en la revisión bibliográfica, este tipo de secuencia reduce el tiempo de estudio con respecto a las secuencias clásicas SE, aunque en T2 da lugar a una variante especial de potenciación denominada T2*, en la que determinadas estructuras, como la médula ósea normal, teóricamente (GILI, 1993) da lugar a una menor intensidad de señal debido a las pequeñas heterogeneidades de campo. En principio, no entraría dentro de los objetivos de este trabajo, pero este tipo de secuencia permite la obtención imágenes tridimensionales (3D), que hacen posible la reorientación de los planos de corte a posteriori, una vez que el animal ya no está en el interior del imán; sin embargo, la técnica 3D, en la mayor parte de los casos, se utiliza con potenciaciones T1 en las que los vendedores inventan sus propios nombres para las secuencias, con lo que la metodología es difícil de determinar, aunque en la mayoría de los casos, parecen ser secuencias del tipo SPGR con transformación de Fourier 3D (KONAR y LANG, 2011). En los equinos, la técnica 3D es muy interesante, ya que las orientaciones oblicuas pueden dificultar el diagnóstico de determinados procesos patológicos que cursan con aumento de tamaño, o cambio de forma, de algunas estructuras como los tendones o ligamentos, y la repetición de la orientación del plano de corte sobre el animal puede alargar mucho el estudio (DYSON y col., 2003; 2003b y 2004; MURRAY y col., 2003); así pues, decidimos incluir este tipo de secuencia en alguno de los estudios de nuestro trabajo.

La secuencia denominada *SPoiled Gradient Recalled* (SPGR), como ya se ha dicho en el apartado correspondiente de la revisión bibliográfica, forma parte de la familia derivada de la secuencia GRE, y se utiliza, normalmente, para la obtención de imágenes potenciadas en T1; en el equino, se ha utilizado con una finalidad parecida a la secuencia GRE clásica, es decir, para obtener imágenes 3D dedicadas a la reorientación, a posteriori, de los planos de corte, en el caso de que fuera necesario (DYSON y col., 2003; 2003b y 2004; MURRAY y col., 2003). En consecuencia, también hemos programado algunas series de imágenes mediante esta secuencia potenciadas en T1, pero en un número significativamente menor que para el resto de tipos de secuencias de pulsos.

En resumen, las secuencias utilizadas en este trabajo fueron la SE básica estándar típica (GILI, 1993), también llamada SE convencional (HELMS y col., 2011), para las potenciaciones T1 y DP; para la potenciación T2, utilizamos las variantes de la familia de secuencias SE denominadas FSE y FSTIR, esta última

cuando se quería obtener supresión de la señal grasa, y con las imágenes de las potenciaciones así obtenidas, se obtuvieron todos los datos a partir de los que se realizó el análisis de estandarización y descripción de este trabajo. Para la potenciación T2*, utilizamos la secuencia GRE, y la variante de la secuencia GRE denominada SPGR para algunas secuencias potenciadas también en T1 (COUSSEMENT, 2000), aunque, en el caso de estas potenciaciones, las imágenes obtenidas fueron escasas, con lo que sólo se pudieron extraer unas pocas observaciones no concluyentes.

Ya en el campo del procedimiento de programación de los cortes, éstos se realizaron con un grosor de 5mm y con un espacio entre cortes de 0,5 o 1mm, es decir, o un 10% o un 20% del valor del ancho de corte, con el fin de evitar las interferencias en la señal que se producen cuando no se deja espacio entre cortes o éste es muy escaso (menor al 10%) (VILAR y MARTÍ-BONMATÍ, 1991; COUSSEMENT, 2000; HELMS y col., 2011). En algunos animales que tenían las articulaciones de un tamaño significativamente menor, como los equinos neonatos o un pony enano, se realizaron cortes de 4mm de grosor con un espacio entre cortes de 0,5mm (12,5 % de espacio entre cortes); dichos cortes se realizaron íntegramente en toda la región a explorar. En ciertas secuencias SPGR, en las que se pretendía un estudio 3D, el espacio entre cortes fue 0mm.

Las líneas de corte de cada secuencia concreta se programaron sobre otro corte previo, obtenido mediante una secuencia de orientación anatómica inicial, o bien sobre un corte adecuado de una secuencia de estudio anterior; ambos siempre en uno de los otros dos planos básicos diferentes al que se pretendía programar; es decir, si por ejemplo se pretendía llevar a cabo una secuencia de cortes transversales, se programaba sobre una imagen sagital o coronal (Figura 99). El grosor de corte de esta secuencia localizadora inicial se estableció normalmente en 5mm, aunque en algunos casos se fijó a 6mm, siendo el espacio entre cortes, en ambas situaciones, de 1mm.

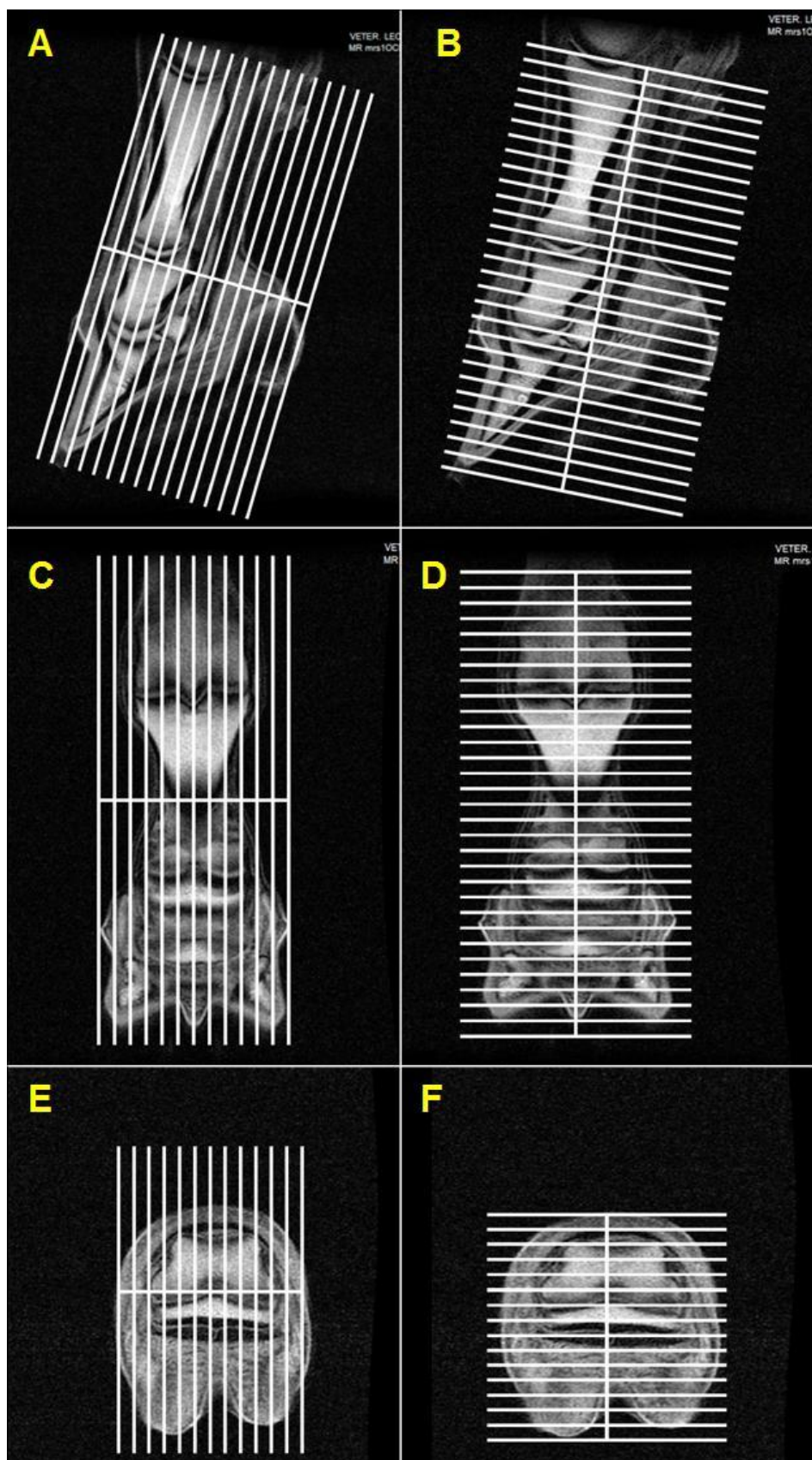


Figura 99. Ejemplificación de la programación de los cortes en los tres principales planos anatómicos de la parte distal de la extremidad equina: A) Imagen sagital potenciada en T1 sobre la que se visualiza la programación de los cortes de un estudio coronal; dicho estudio abarcaría el

casco, la cuartilla y una pequeña porción incompleta de menudillo. B) Imagen sagital potenciada en T1 sobre la que se visualiza la programación de los cortes de un estudio transversal; dicho estudio abarcaría el casco y la cuartilla. C) Imagen coronal potenciada en T1 sobre la que se visualiza la programación de los cortes de un estudio sagital; dicho estudio abarcaría el casco, la cuartilla y el menudillo. D) Imagen coronal potenciada en T1 sobre la que se visualiza la programación de los cortes de un estudio transversal; dicho estudio abarcaría el casco, la cuartilla y el menudillo. E) Imagen transversal potenciada en T1 sobre la que se visualiza la programación de los cortes de un estudio sagital; dicho estudio abarcaría, en principio, el casco, aunque la programación sobre cortes transversales no permite visualizar de forma precisa la amplitud de la región anatómica que abarcarían las imágenes sagitales. F) Imagen transversal potenciada en T1 sobre la que se visualiza la programación de los cortes de un estudio coronal; dicho estudio abarcaría, en principio, el casco, aunque, como en E, la programación sobre imágenes transversales no permite visualizar de forma precisa la amplitud de la región anatómica que abarcarían las imágenes coronales.

El procedimiento para la programación de los cortes de la secuencia constó de los siguientes procesos:

- Colocación e inmovilización de la región anatómica a explorar lo más próximamente posible al centro de la antena, y este conjunto, a su vez, lo más próximo posible al isocentro del imán.
- Programación y ejecución de una secuencia de orientación anatómica, denominada localizador, con un número relativamente bajo de cortes de baja calidad y alta velocidad.
- Visualización de las imágenes obtenidas mediante el localizador y elección de la más apropiada para la programación de la siguiente secuencia de estudio.
- Establecimiento del número de cortes, así como de su localización y orientación en el espacio, su grosor, el espacio entre cortes y los demás parámetros necesarios para determinar el tipo de secuencia y su potenciación.

Una vez obtenida esta primera secuencia de estudio, se realizaron otras secuencias, en diferentes potenciaciones, respetando la localización y orientación exacta de los cortes para poder comparar potenciaciones diferentes de cortes idénticos (Figura 100).



Figura 100. Series de cortes idénticos con diferentes potenciaciones: A) Serie de imágenes potenciadas en T1. B) Serie de imágenes potenciadas en DP. C) Serie de imágenes potenciadas en T2. D) Serie de imágenes potenciadas en T2 con supresión grasa.

Para cambiar el plano de estudio en cada región concreta, y así programar otro grupo de secuencias de pulsos de diferentes potenciaciones en nuevas series de cortes idénticos, se buscaba una imagen adecuada que permitiera programar los cortes en el siguiente plano de la forma más precisa posible. Esta imagen adecuada, ahora, puede tener dos orígenes, bien el localizador inicial, o bien una de las imágenes de las secuencias potenciadas en T1 o DP obtenidas en el plano de estudio previo.

De esta forma, la programación ordinaria de las secuencias y potenciaciones, para la obtención de las series de imágenes, seguía el siguiente orden:

- **Localizador T1 SE** de obtención rápida, con matriz 256; 0; 0; 128 y ancho de ventana 256 x 256 (FOV 256).
- **T1 SE ordinaria** con matriz 256; 0; 0; 128 y ancho de ventana 256 (FOV 256) o con matriz 0; 320; 256; 0 y ancho de ventana 512 x 512 (FOV 512).
- **DP SE ordinaria** con matriz 256; 0; 0; 128 y ancho de ventana 256 (FOV 256) o con matriz 0; 320; 256; 0 y ancho de ventana 512 x 512 (FOV 512).
- **T2 FSE ordinaria** con matriz 256; 0; 0; 128 y ancho de ventana 256 (FOV 256) o con matriz 0; 320; 256; 0 y ancho de ventana 512 x 512 (FOV 512).

- **T2 FSTIR ordinaria** con matriz 256; 0; 0; 128 y ancho de ventana 256 (FOV 256) o con matriz 0; 320; 256; 0 y ancho de ventana 512 x 512 (FOV 512).

En las extremidades en que se programaba algún otro tipo de secuencia, ésta se realizaba sobre las imágenes del localizador T1 SE, T1 SE ordinaria o DP SE ordinaria, colocándola en el orden en que le correspondería según se potenciara la imagen final en T1, DP, T2 o T2 con supresión de la señal de la grasa.

El hecho de que la imagen sobre la que se programaran otras secuencias de cortes estuviera potenciada en T1 o en DP obedece al mayor detalle anatómico de estas potenciaciones en relación con T2, T2 con supresión grasa o T2* ya que, aunque en toda la bibliografía consultada en relación a las investigaciones realizadas por otros autores no se han encontrado referencias a una supuesta menor calidad de las imágenes así potenciadas, en nuestra práctica habitual de trabajo, así como en algunos de nuestros estudios de investigación previos, hemos observado unos mayores detalles anatómicos y calidad de imagen en T1 y DP en relación con T2, T2 con supresión grasa o T2* (FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2004, 2007, 2009, 2014 y 2014b). Por lo tanto, merced a este mayor detalle anatómico, se pueden programar los cortes con mayor precisión, en virtud de la mejor calidad en la definición de las referencias anatómicas a tomar; no en vano, el localizador utilizado aquí se trata de una secuencia de baja calidad potenciada en T1 SE, como ya se ha señalado, y tal cual se detalla a continuación, en la descripción de los parámetros de las diferentes secuencias utilizadas en este estudio.

Como ya se ha señalado en la revisión bibliográfica de este trabajo, las imágenes obtenidas mediante RM son tremendamente variables, en función del ajuste de los valores de los diferentes parámetros de obtención de las mismas. Hay parámetros inherentes al equipo, cuyo valor, en principio, el profesional que obtiene las imágenes no puede modificar, como por ejemplo la magnitud del campo magnético; otros son difícilmente modificables debido a que, fuera de un estrecho margen de valores, la imagen obtenida carece de significación clínica y, normalmente, en los equipos, suelen estar predeterminados de forma concreta o, al menos, con unos márgenes de valores relativamente estrechos según el tipo de secuencia que se seleccione en la consola, como, por ejemplo, el número de excitaciones (NE) necesarias en función del número de cortes y el tamaño de la matriz seleccionada para una determinada secuencia;

finalmente, otro grupo de parámetros permite al profesional modificar sus valores, dentro de un margen un poco más amplio, en busca de una potenciación concreta para esa secuencia determinada y en busca de un equilibrio entre el tiempo de obtención y la calidad de imagen, como por ejemplo el TR, el TE o, en el caso de las secuencias de la familia GRE, también el ángulo *Flip* (MARTÍ-BONMATÍ y CELDA, 1991; GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000; HELMS y col., 2011); esos parámetros y sus valores deberían concretarse en todos los estudios y publicaciones, con la finalidad de progresar hacia la estandarización en la obtención e interpretación de la IRM en equinos, y es por eso que nosotros detallaremos, a continuación, los utilizados para este trabajo en cada tipo de secuencia:

- **Secuencia de pulsos del localizador T1 SE.** En nuestro trabajo, hemos utilizado, como localizador inicial, una secuencia de entre 4 y 8 cortes (4, 6 u 8, con un promedio de 5,95 imágenes por secuencia localizadora), SE convencional, con una matriz 256; 0; 0; 128 y FOV 256, un TR de entre 100ms y 500ms, con un promedio de 142,79ms, un TE de entre 14ms y 30ms, con un promedio de 24,31ms y un número de excitaciones de 2; ajustándose los valores de TR y TE a los dados por GILI (1993) para la secuencia SE convencional potenciada en T1 en un equipo de bajo campo magnético.
- **Secuencia de pulsos de T1 SE ordinaria.** Con la excepción del localizador, el número de cortes dependerá, en todos los tipos de secuencias, del grosor de corte, del espacio entre cortes y del tamaño de la zona a explorar. Hecha esta aclaración, diremos que esta secuencia, aparte de ser de la familia de las secuencias del tipo SE, como su nombre indica, es del tipo SE potenciado en T1 convencional; la matriz se estableció en 0; 320; 256; 0 y el FOV 512, aunque en determinados estudios se realizaron secuencias con una matriz reducida de 256; 0; 0; 128 y FOV 256; el TR varió entre 160ms y 720ms, con un promedio de 382,29ms, y el TE varió entre 16ms y 47ms, con un promedio de 26,55ms, y el número de excitaciones estuvo comprendido entre 1 y 6, aunque en la mayoría de las secuencias se estableció en 4, con un promedio de 3,96; los valores de TR y TE se ajustaron nuevamente a los dados por GILI (1993) para la secuencia SE convencional potenciada en T1 en un equipo de bajo campo magnético.

- **Secuencia de pulsos de DP SE ordinaria.** Es una secuencia convencional de la familia SE potenciada en DP. La matriz se estableció en 0; 320; 256; 0 y el FOV 512; el TR varió desde 1500ms hasta 2900ms, con un promedio de 1871,74ms; el TE varió entre 20ms y 46ms, con una media de 32,17ms, y el número de excitaciones estuvo comprendido entre 2,5 y 5, aunque en la mayor parte de los casos fue de 5, siendo el promedio de 4,77; ajustándose los valores de TR y TE a los dados por GILI (1993) para la secuencia SE convencional potenciada en DP en un equipo de bajo campo magnético.
- **Secuencia de pulsos de T2 FSE ordinaria.** Se trata de una secuencia de la familia SE potenciada en T2, con la opción *Fast*, que permite aumentar la velocidad de obtención de las imágenes, con lo que se reduce sustancialmente el tiempo de estudio; la matriz se estableció en 0; 320; 256; 0 y el FOV 512, aunque en determinados estudios se realizaron secuencias con una matriz reducida de 256; 0; 0; 128 y FOV 256; el TR varió entre 2040ms y 6800ms, con un promedio de 3207,1ms y el TE varió entre 93ms y 129ms, con un promedio de 109,07ms, con la excepción de tres series, obtenidas en un pony, de la cadera y de la babilla de forma conjunta, donde, por sus particularidades de obtención y de aparición de artefactos, se redujo el TE a 23ms, 24ms y 27ms; el número de excitaciones varió de 2,5 a 7, con un promedio de 4. Nuevamente, los valores de TR y SE TE ajustaron a los dados por GILI (1993) para la secuencia SE convencional potenciada en T2 en un equipo de bajo campo magnético.
- **Secuencia de pulsos de T2 FSTIR ordinaria.** Se trata de una secuencia de la familia SE potenciada en T2, con la opción de modificación del contraste de la imagen STIR que, con los valores concretos utilizados en este trabajo, permite la reducción drástica de la señal del tejido graso, y con la opción *Fast* que aumenta la velocidad de obtención de las imágenes, reduciendo el tiempo de estudio; la matriz se estableció en 0; 320; 256; 0 y el FOV 512, aunque en determinados estudios se realizaron secuencias con una matriz reducida de 256; 0; 0; 128 y FOV 256; el TR varió entre 2500ms y 5000ms con un promedio de 3526,32ms; el TE varió entre 19ms y 48ms, con un

promedio 23,27ms; el TI utilizado fue de 75ms y el número de exposiciones fue de 2,5.

- **Secuencia de pulsos de T2* (GRE potenciada en T2).** Esta es una secuencia convencional de la familia GRE potenciada en T2 sin corrección de las heterogeneidades microscópicas del campo, es decir T2*; la matriz se estableció en 0; 320; 256; 0 y el FOV 512, aunque en determinados estudios se realizaron secuencias con una matriz reducida de 256; 0; 0; 128 y FOV 256; el TR varió de 240ms a 1800ms, con un promedio de 960ms, y el TE varió de 32ms a 35ms, con una media de 34,83ms, el número de excitaciones fue de 5, con una sola excepción en la que se estableció en 2,5; el ángulo *Flip* se estableció en 40°.
- **Secuencia de pulsos de DP FSE y T2 FSE combinadas.** Se trata de una secuencia de la familia SE en la que se obtienen de cada corte dos imágenes simultáneas, una potenciada en DP y otra en T2; a esta secuencia se le añadió la opción *Fast* para reducir el tiempo de estudio en todos los casos menos en uno; la matriz, en este caso, se estableció en 256; 0; 0; 128 y el FOV en 256; el TR varió entre 2000ms y 3640ms, con un promedio de 2682,5ms; el TE varió entre 26ms y 29ms, con un promedio de 27,5ms, y el número de exposiciones varió entre 2 y 3, con un promedio de 2,69. Esta es una opción de programación que permite nuestro equipo de RM en la que, teóricamente, se aprovecha que el TR y el TE se programan lo suficientemente largos como para que, en el transcurso de los mismos, dé tiempo a hacer dos lecturas, una en DP y otra en T2.
- **Secuencias de pulsos de T1 SPGR (3D).** Se trata de una secuencia de la familia GRE que refuerza la potenciación en T1; la matriz se estableció en 256; 0; 0; 128 y el FOV en 256, el TR varió entre 45ms y 50ms con un promedio de 47,33ms, el TE varió entre 8ms y 10ms, con un promedio de 9ms; el número de excitaciones osciló entre 1,5 y 4, con un promedio de 2,83 y, en este caso, no se dejó espacio entre cortes con el fin de llevar a cabo la opción 3D; el ángulo *Flip* varió entre 50° y 60°, con un promedio de 56,66°.

- **Secuencias de pulsos de T1 GE 3D cartílago.** Se trata de una secuencia de la familia GRE que refuerza la potenciación en T1 y que podemos incluir también en la variante SPGR; la matriz alternó entre 256; 0; 0; 128 y FOV 256 y 0; 320; 256; 0 y FOV 512, con el TR entre 52ms y 65ms, con un promedio de 58,5ms, y el TE varió entre 6,8ms y 7,6ms, con un promedio de 7,2ms; el número de exposiciones fue de 2 a 4, con un promedio de 3, y el ángulo *Flip* fue de 30°.

	FOV	MATRIZ	TR Mínimo/Máximo (Promedio) ms	TE Mínimo/Máximo (Promedio) ms	Nº EX. Mínimo/Máximo (Promedio)	TIEMPO DE INVERSIÓN Ms
LOCALIZADOR	256 x 256	256; 0; 0; 128	100/500 (142,79)	14/30 (24,31)	2	0
T1 CONVENCIONAL	512 x 512, menos alguna secuencia concreta en 256 x 256	0; 320; 256; 0 menos alguna secuencia concreta en 256; 0; 0; 128	160/720 (382,29)	16/47 (26,55)	1/6 (3,96)	0
T1 FAST	256 x 256	256; 0; 0; 128	800	32	5	0
DP CONVENCIONAL	512 x 512	0; 320; 256; 0	1500/2900 (1871,74)	20/46 (32,17)	2,5/5 (4,77)	0
T2 FAST	512 x 512, menos alguna secuencia concreta en 256 x 256	0; 320; 256; 0 menos alguna secuencia concreta en 256; 0; 0; 128	2040/6800 (3207,1)	93/129 (109,07) 3 excepciones a 23, 24 y 27.	2,5/7 (4,1)	0
T2 FAST Y STIR	512 x 512, menos alguna secuencia concreta en 256 x 256	0; 320; 256; 0 menos alguna secuencia concreta en 256; 0; 0; 128	2500/5000 (3526,32)	19/48 (23,27)	2,5	75
T2 Y DP FAST	256 x 256	256; 0; 0; 128	2000/3640 (2682,5)	26/29 (27,5)	2/3 (2,69)	0

Figura 101. Tabla representativa de los valores de los principales parámetros de las secuencias utilizadas de la familia SE.

	FOV	MATRIZ	TR Mínimo/Máximo (Promedio) ms	TE Mínimo/Máximo (Promedio) ms	Nº EX. Mínimo/Máximo (Promedio) ms	ÁNGULO FLIP
T2* CONVENCIONAL	512 x 512, menos alguna secuencia concreta en 256 x 256	0; 320; 256; 0 menos alguna secuencia concreta en 256; 0; 0; 128	240/1800 (960)	32/35 (34,83)	5 con una sólo excepción de 2,5	40° con una sóla excepción que fue de 20°
T1 SPGR (3D)	256 x 256	256; 0; 0; 128	45/50 (47,33)	8/10 (9)	1,5/4 (2,83)	50°/60° (56,66°)
T1 GE (3D) SPGR	256 x 256 y 512 x 512	256; 0; 0; 128 y 0; 320; 256; 0	52/65 (58,5)	6,8/7,6 (7,2)	2/4 (3)	30°

Figura 102. Tabla representativa de los valores de los principales parámetros de las secuencias utilizadas de la familia GRE.

4.3.4.3. SELECCIÓN DE IMÁGENES DENTRO DE CADA SECUENCIA

Dentro de cada serie de imágenes, se seleccionó una de ellas o, en contadas ocasiones, a lo sumo dos, para el estudio y análisis de la estructura anatómica que procediera en cada caso.

Los criterios de selección se basaron jerárquicamente en los siguientes puntos:

- Localización y visualización lo más nítida y definida posible de la estructura, en la imagen de la serie potenciada en T1 SE.
- Imagen del corte con menor artefacto de volumen parcial o promedio para la estructura a estudiar.
- Existencia del corte idéntico en el resto de potenciaciones del estudio.

Una vez seleccionada la imagen de la serie potenciada en T1 SE, se localiza el corte idéntico para el resto de potenciaciones obtenidas a partir de la misma programación, y se seleccionan también (Figura 103). Si por alguna razón, en alguna de las series de las diferentes potenciaciones, la programación de cortes no era idéntica y no había uno que correspondiera exactamente con el seleccionado en T1 SE, se escoge el situado en una localización lo más cercana posible al mismo.

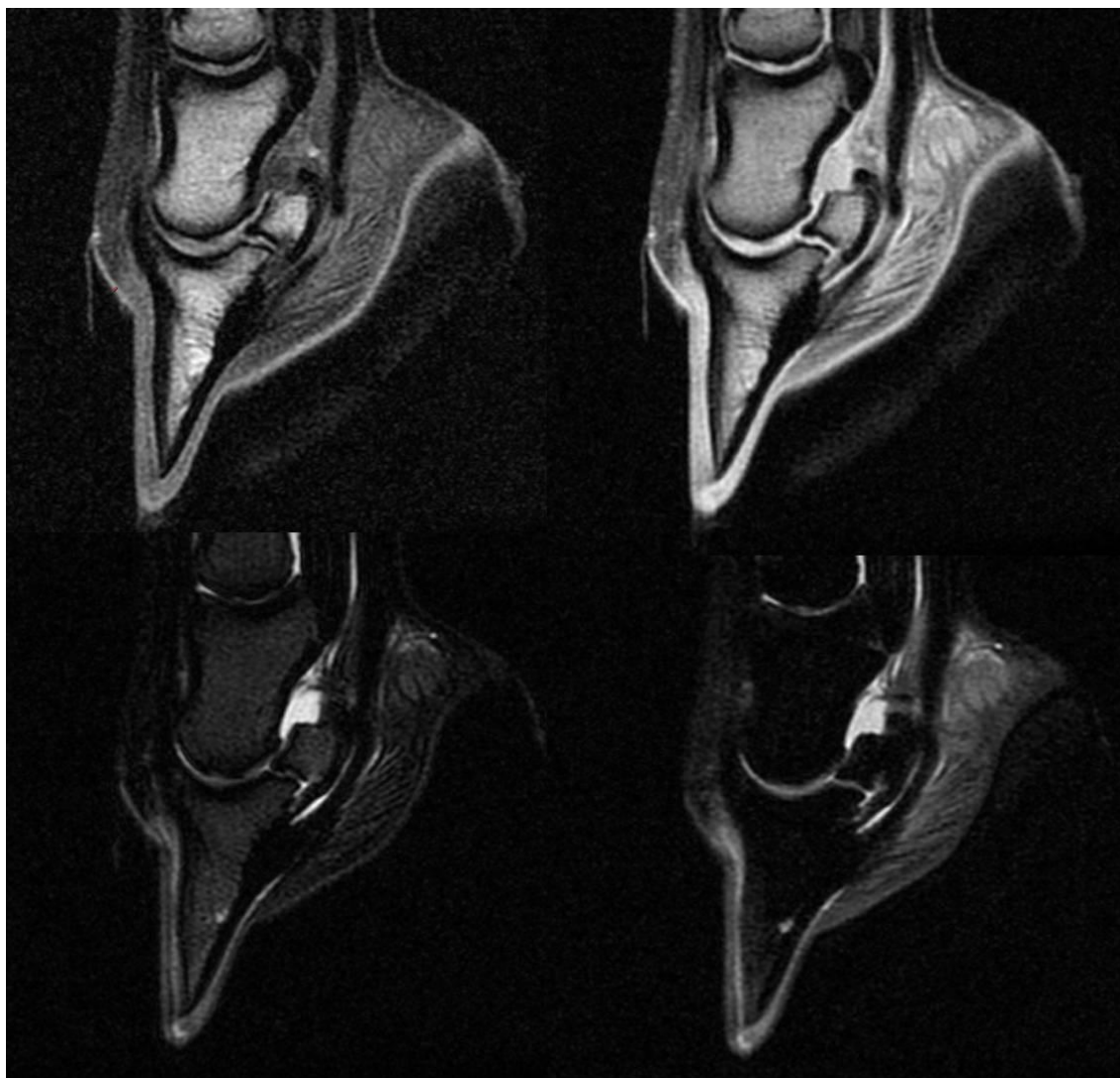


Figura 103. Ejemplo de una selección de cuatro imágenes, de otras tantas series potenciadas de diferente manera, que corresponden exactamente al mismo corte sagital.

Las imágenes de mayor calidad y más representativas de la estructura a estudiar en cuestión, que cumplían con estas condiciones, se sometieron posteriormente a estudio y análisis.

4.3.5. ANÁLISIS DE LA IMAGEN OBTENIDA MEDIANTE RESONANCIA MAGNÉTICA

Una vez seleccionadas las imágenes para las diferentes series y potenciaciones obtenidas de una región anatómica concreta, se procedió a delimitar el área total de señal de la estructura en estudio.

4.3.5.1. SELECCIÓN DEL ÁREA A ESTUDIAR

La selección del área de la estructura sometida a identificación, descripción y análisis se realizó mediante la herramienta de Osiris 4.19® a partir de la anatomía conocida de la misma (Figura 104) o, en el caso del ruido, delimitando un área elíptica o circular representativa.

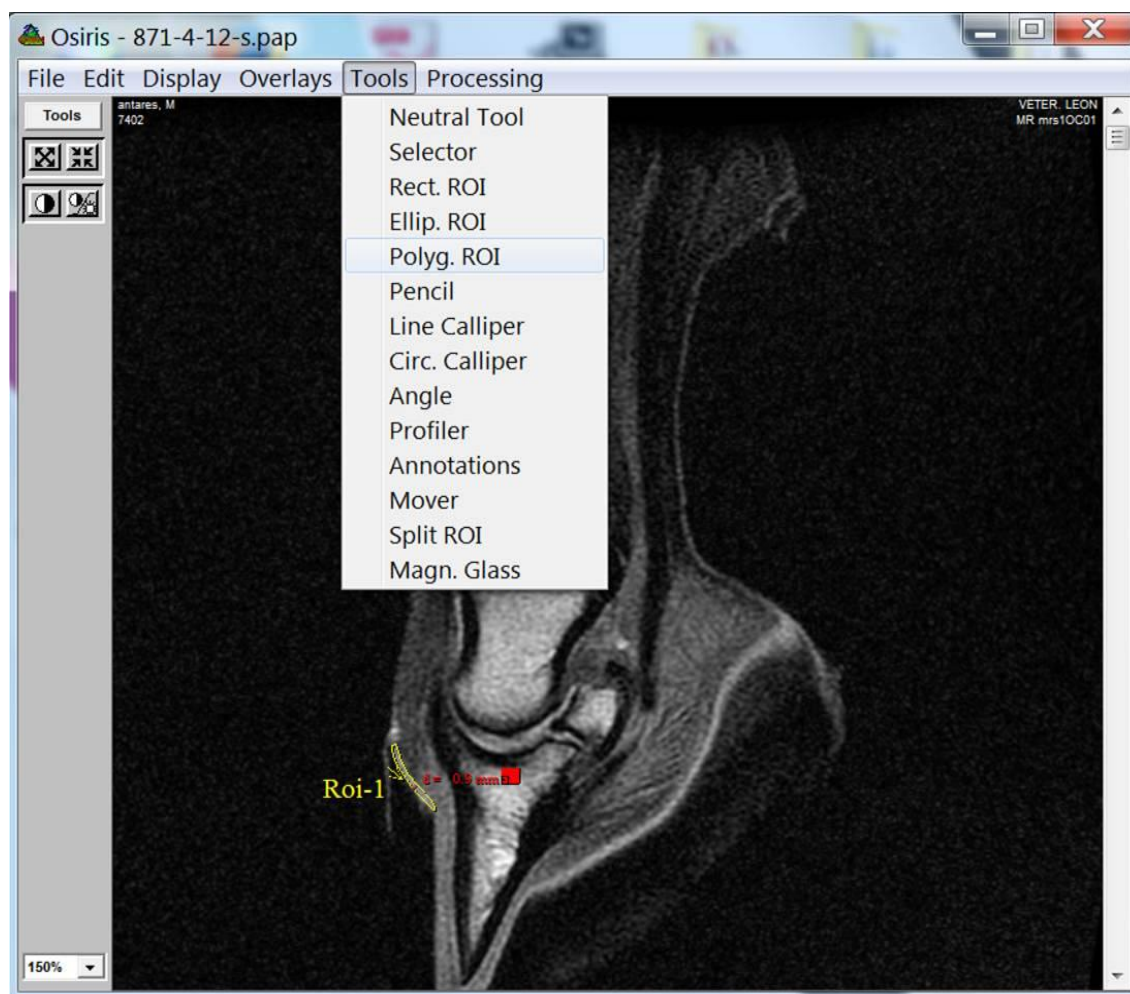


Figura 104. Ejemplo de activación de la herramienta de selección de un área de interés, “Roi (region of interest)”, en el programa Osiris® versión 4.19: podemos observar como en la imagen sagital del casco del equino adulto, potenciada en T1 SE, el área correspondiente al cuerpo del corion coronario se ha seleccionado con la misma y aparece rodeado con una línea amarilla.

4.3.5.2. ESTABLECIMIENTO, DISEÑO Y FIJACIÓN DE VALORES DE LOS PARÁMETROS DE DESCRIPCIÓN DE LA IMAGEN MEDIANTE RESONANCIA MAGNÉTICA

Para obtener una descripción más detallada y objetiva de las estructuras anatómicas y los procesos patológicos estudiados mediante RM, con el fin de permitir

unos mejores análisis y comparación entre imágenes diferentes, se establecieron una serie de parámetros de medida y valoración que se describen a continuación.

4.3.5.2.A. VALOR MEDIO DE INTENSIDAD DE SEÑAL DEL VÓXEL

Este es un parámetro que ofrece el programa informático Osiris 4.19® tras haber utilizado la herramienta de selección de un área de interés “*Polyg. ROI*” (Figura 105), utilizado en otros estudios previos (ORELLANA, 2012), y cuyo valor numérico representa la intensidad de señal promedio, recogida a partir de las unidades de volumen o vóxeles englobadas dentro del área seleccionada. Se trata de un valor que, en principio, carece de unidades de medida, y es asignado por la unidad de procesamiento del equipo de resonancia de forma proporcional a la intensidad de señal analógica recogida por la antena de radiofrecuencia; esta señal se digitaliza transformándola a un código binario con un valor mínimo de 0, que correspondería con la ausencia total de señal recogida, y un máximo correspondiente a tantas unidades como permita la codificación en *bits* de la imagen digital (GIRARD y col., 1995).

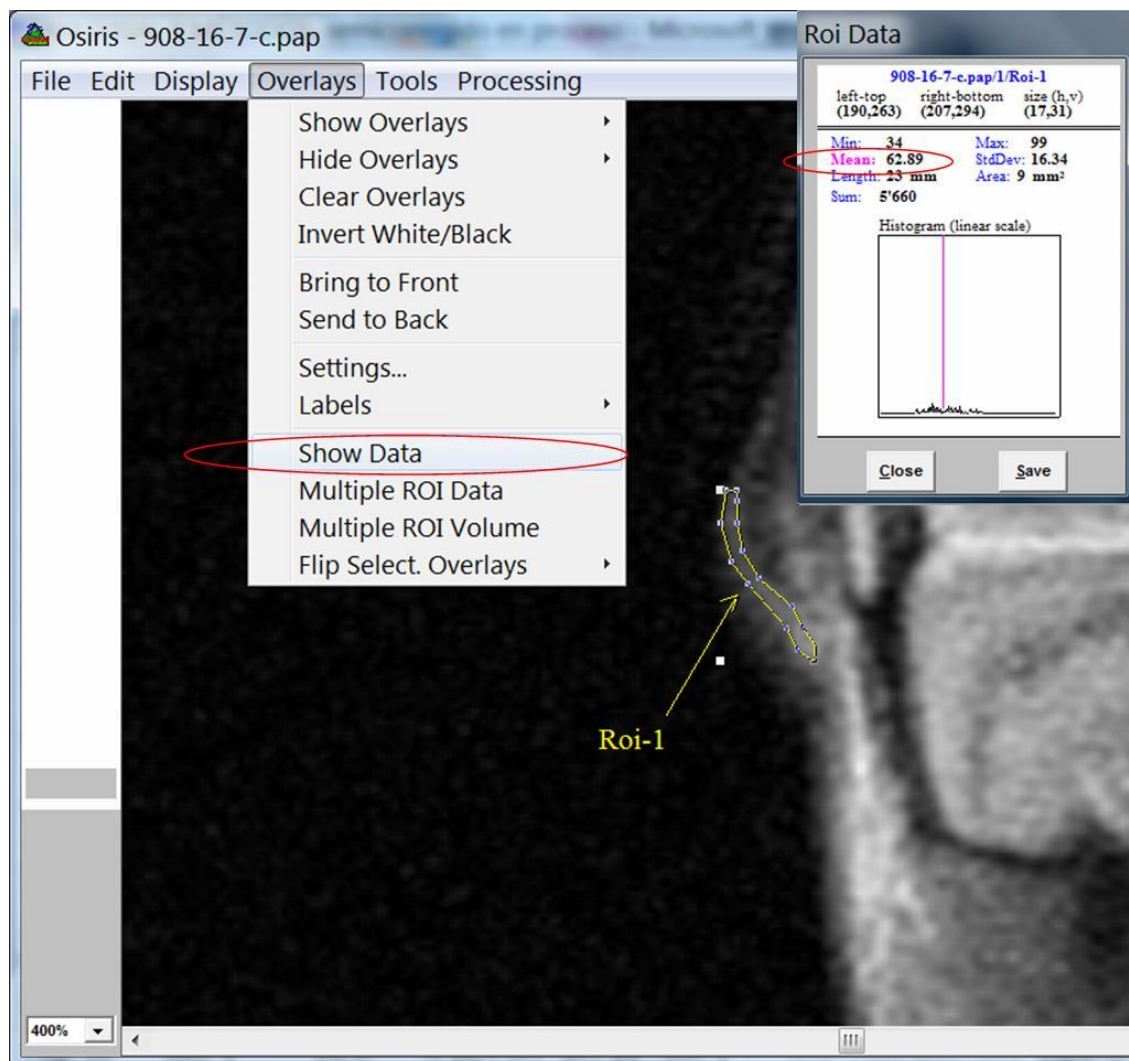


Figura 105. Ejemplo de la obtención, mediante el programa informático Osiris 4.19®, del valor promedio de IS del vóxel de un área “Roi” seleccionada. Se rodean, con una línea elíptica de color rojo, el apartado a seleccionar en el cuadro desplegable de opciones y, en el lado derecho de la figura, el valor promedio de IS del vóxel que muestra el programa para esta imagen.

4.3.5.2.B. TONOS DE GRIS PRIMARIO O MAYORITARIO Y SECUNDARIO O MINORITARIO

El **tono de gris en la IRM** es un parámetro original que nosotros hemos diseñado, específicamente para este proyecto de investigación, definiendo, a partir de la barra de grises que presentaba el *software* del ordenador *hp Pavilion dm1*, una escala que progresa homogéneamente desde el negro al blanco, dividida en 16 áreas iguales que van del 0 al 15, siendo en 0 el valor correspondiente al negro absoluto y el 15 el correspondiente al blanco absoluto en pantalla (Figura 106). Esta división la hemos establecido en función de la capacidad de distinción de los diferentes tonos de gris que posee, en general, el ojo y el cerebro humanos (MANCHÓN, 1982).

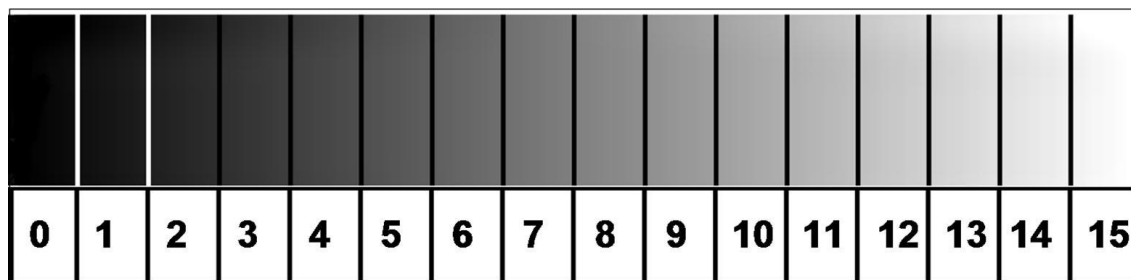


Figura 106. Imagen de la escala de tonos de gris utilizada para asignar un valor numérico a los tonos primario y secundario.

El método de asignación de un tono de gris concreto a un área de la imagen obtenida mediante RM se llevó a cabo mediante la presentación simultánea, en la pantalla, de dicha imagen junto con la de la escala de grises; de tal manera que, ante cambios en el brillo u otros parámetros de presentación de pantalla, que pudieran influir sobre la percepción del tono de gris por parte del observador, ambas imágenes sufrieran dichos cambios en la misma medida, con el fin de que esto afectara lo menos posible a la asignación del valor numérico del tono de gris al área en estudio.

No obstante, como en casi ninguna estructura aparecía una IS homogénea, con un solo tono de gris, se definió el **tono primario o mayoritario** como aquel que ocupaba una mayor superficie dentro de dicho área, y el **tono secundario o minoritario** como aquel que ocupaba un menor porcentaje del área en estudio.

De todas formas, incluso así, casi ninguna área en estudio presentaba únicamente dos tonos de gris, sino que aparecía un margen de dos o tres tonos primarios y otro de dos o tres secundarios, por lo que, a hora de calcular uno u otro, se obtuvo el tono promedio de dichos márgenes para la realización del análisis de imagen.

Hay que tener muy presente que, teniendo en cuenta la definición de este parámetro, así como la escala de tonos diseñada, **cuando hablemos de tonos de gris, estaremos incluyendo implícitamente el negro absoluto y el blanco absoluto.**

4.3.5.2.C. HETEROGENEIDAD DE LA IMAGEN

Este parámetro, también original, que definimos aquí, específicamente, para el desarrollo de nuestro trabajo de investigación, pretende asignar un valor numérico a un área en estudio, que esté correlacionado con la mayor o menor heterogeneidad de la representación en pantalla de la señal de RM de dicha área; es decir, un valor numérico

correlacionado con la manera de combinarse los tonos primarios y secundarios en la imagen representada en la pantalla en un área concreta en estudio.

Es un parámetro realmente complejo y con mayor tendencia a la subjetividad por parte del observador que otros como el tono de gris, ya que la percepción de la heterogeneidad, de un área previamente seleccionada, no sólo depende de cuántos tonos de gris de diferencia haya entre los más claros y los más oscuros presentes, sino que también depende de qué porcentaje de superficie ocupan unos y otros, si cada tono se agrupa en uno o pocos lugares o si se distribuye en muchas localizaciones diferentes y si éstas están o no homogéneamente distribuidas, o si, por el contrario, se concentran en una o pocas zonas concretas. Así, para proceder a la asignación del valor numérico, hemos definido una escala numérica del 0 al 6, en la que el 0 representa la homogeneidad total, de manera que el observador sólo perciba un tono de gris homogéneamente distribuido por toda la superficie analizada, y el 6 representa la máxima heterogeneidad, de manera que el contraste entre tonos sea máximo y éstos se encuentren distribuidos de manera totalmente heterogénea, sin seguir un patrón regular identificable.

Este parámetro pretende objetivar al máximo posible la descripción de esta característica en la imagen, no obstante, tal y como la definimos aquí, todavía presenta un margen de subjetividad considerable, ya que es muy complicado definir con exactitud dónde empieza y dónde termina cada grado de heterogeneidad de los 7 en que la hemos dividido; sin embargo, sí que hemos trazado unas líneas de orientación, de las que nos hemos servido para intentar aumentar la repetibilidad en la asignación de los valores numéricos de la heterogeneidad y que, a continuación, enumeramos:

Valor 0: corresponde con la observación de un tono de gris homogéneamente distribuido por toda la superficie analizada.

Valor 1: corresponde con la observación de una superficie muy homogénea en la que se observan variaciones de tonos siempre muy graduales, sin zonas de cambio brusco de contraste, de tres puntos como máximo.

Valor 2: corresponde con la observación de una superficie con una textura concreta, homogéneamente distribuida en la que, entre los tonos primarios y secundarios, aparecen zonas de cambio entre uno y otro más bruscas; sin embargo, entre

los más claros y los más oscuros, hay una diferencia siempre igual o menor de 3 puntos. También se asignaría este valor a áreas en estudio con dos o tres zonas en las que hubiera, únicamente, un contraste entre el tono de unas y otras superior a 3 puntos e igual o menor a 6.

Valor 3: corresponde con la observación de una superficie con una textura concreta, homogéneamente distribuida en la que, entre los tonos primarios y secundarios, aparecen zonas bruscas de cambio entre uno y otro; con variaciones de los tonos más claros y los más oscuros mayores de 3 puntos e iguales o menores a 6. También se asignaría este valor a áreas en estudio con dos o tres zonas en que hubiera únicamente un contraste entre el tono de unas y otras superior a 6 puntos e igual o menor a 9.

Valor 4: corresponde con la observación de una superficie con una textura concreta, homogéneamente distribuida en al menos el 60% de la misma, en la que, entre los tonos primarios y secundarios, aparecen zonas bruscas de cambio entre uno y otro; con variaciones de los tonos más claros y los más oscuros mayores de 6 puntos e iguales o menores a 9. También se asignaría este valor a áreas en estudio con dos o tres zonas en que hubiera únicamente un contraste entre el tono de unas y otras superior a 9 puntos e igual o menor a 12.

Valor 5: corresponde con la observación de una superficie con una textura concreta, homogéneamente distribuida en una parte inferior al 60% de la misma, en la que, entre los tonos primarios y secundarios, aparecen zonas bruscas de cambio entre uno y otro; con variaciones de los tonos más claros y los más oscuros mayores de 9 puntos e iguales o menores a 12. También se asignaría este valor a áreas en estudio con dos o tres zonas en que hubiera únicamente un contraste entre el tono de unas y otras superior a 12 puntos e igual o menor a 16.

Valor 6: corresponde con la observación de un contraste entre tonos entre 12 y 16 puntos, y una distribución de los mismos totalmente heterogénea, sin seguir un patrón regular identificable.

No obstante lo anterior, la heterogeneidad de la imagen del área en análisis puede ser tremendamente heterogénea, valga la redundancia, con lo que, en el caso de observarse algunas distribuciones y contrastes que no se ajustaran exactamente a alguna

de estas líneas directrices, se le daría el valor numérico de aquella a la que más se aproximara.

4.3.5.2.D. TEXTURA DE LA IMAGEN

Es uno más de los parámetros definidos específicamente para este estudio, con el fin de objetivar la descripción de una imagen obtenida mediante RM por parte del observador clínico. Se trata de una **variable cualitativa que define el patrón mediante el que se distribuyen los tonos de gris que reflejan la señal o la ausencia de la misma, en un área concreta.** En nuestra experiencia práctica y profesional, así como en los trabajos que hemos publicado con anterioridad (FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2007, 2009, 2014 y 2014b), todas las texturas encontradas las hemos podido englobar en tres categorías:

Textura lisa: es aquella en la que los tonos de gris que representan la intensidad de señal (IS) en la pantalla del equipo aparecen en una pincelada continua, en la que sus cambios o variaciones, o no existen, o son tan graduales que no se observan líneas o zonas de cambio de tono.

Textura algodonosa: es aquella en la que los tonos de gris que representan la IS en la pantalla del equipo aparecen en una pincelada continua pero, aunque sin llegar a distinguirse formas concretas, se observan cambios o variaciones de tono dispersas que, aunque puedan llegar a ser muy graduales, permiten distinguir pequeñas líneas o zonas de cambio de tono.

Textura granular: es aquella en la que los tonos de gris que representan la IS en la pantalla del equipo aparecen distribuidos en granos, de forma que se distingue un fondo y unos granos, con diferentes tonos de gris unos respecto a los otros, o bien se distinguen granos de diferentes tonos solamente, sin poder identificar un fondo.

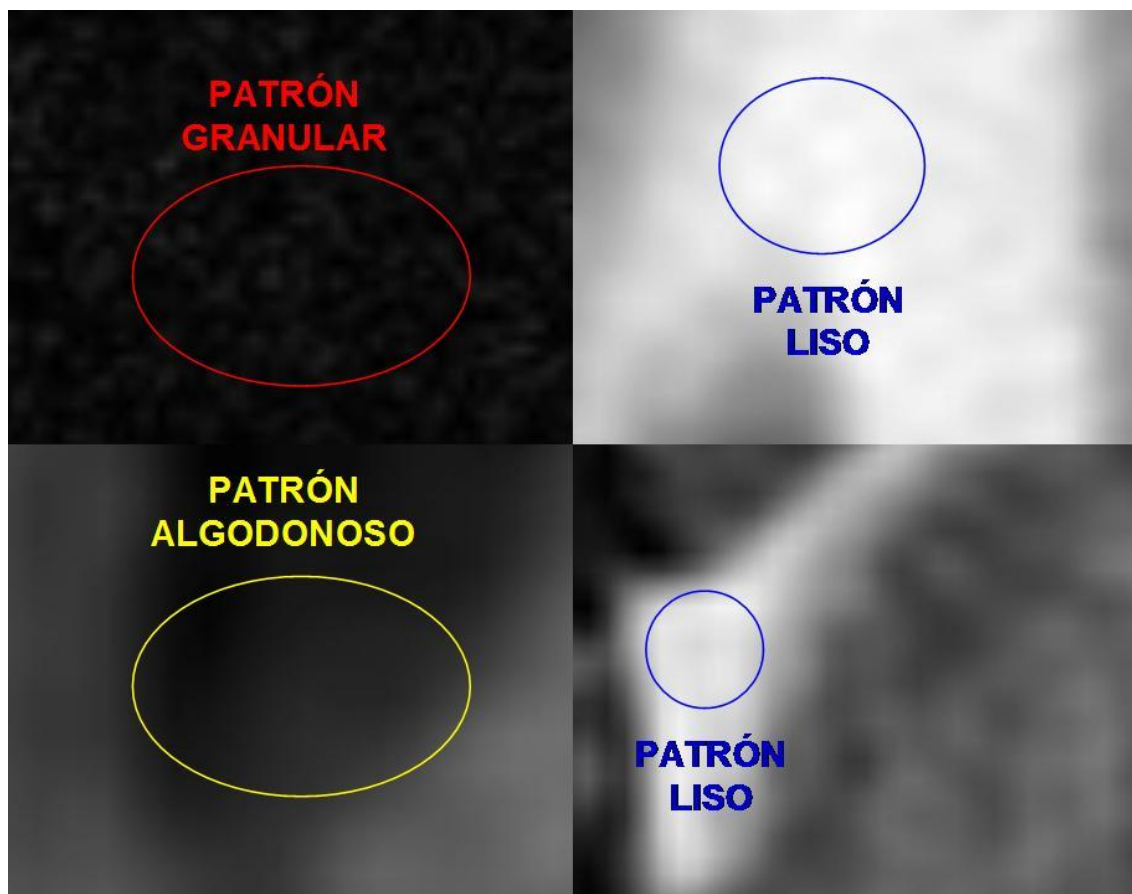


Figura 107. Ejemplos de imágenes de los tres patrones de textura definidos para este parámetro de descripción de la IRM.

4.3.5.2.E. DIÁMETRO MEDIO DEL GRANO

El diámetro medio del grano se trata de un parámetro de medida que expresaremos en milímetros y que intenta reflejar, mediante un valor promedio obtenido de tres o más mediciones, un valor aproximado de tamaño para el grano de las áreas de la imagen obtenida mediante RM que presentan textura calificada de granular.

Esta medida se obtiene mediante la herramienta de medición lineal de Osiris 4.19® “*Line Calliper*” que se habilita en el mismo menú desplegable de herramientas que la de selección de área (Figura 108).

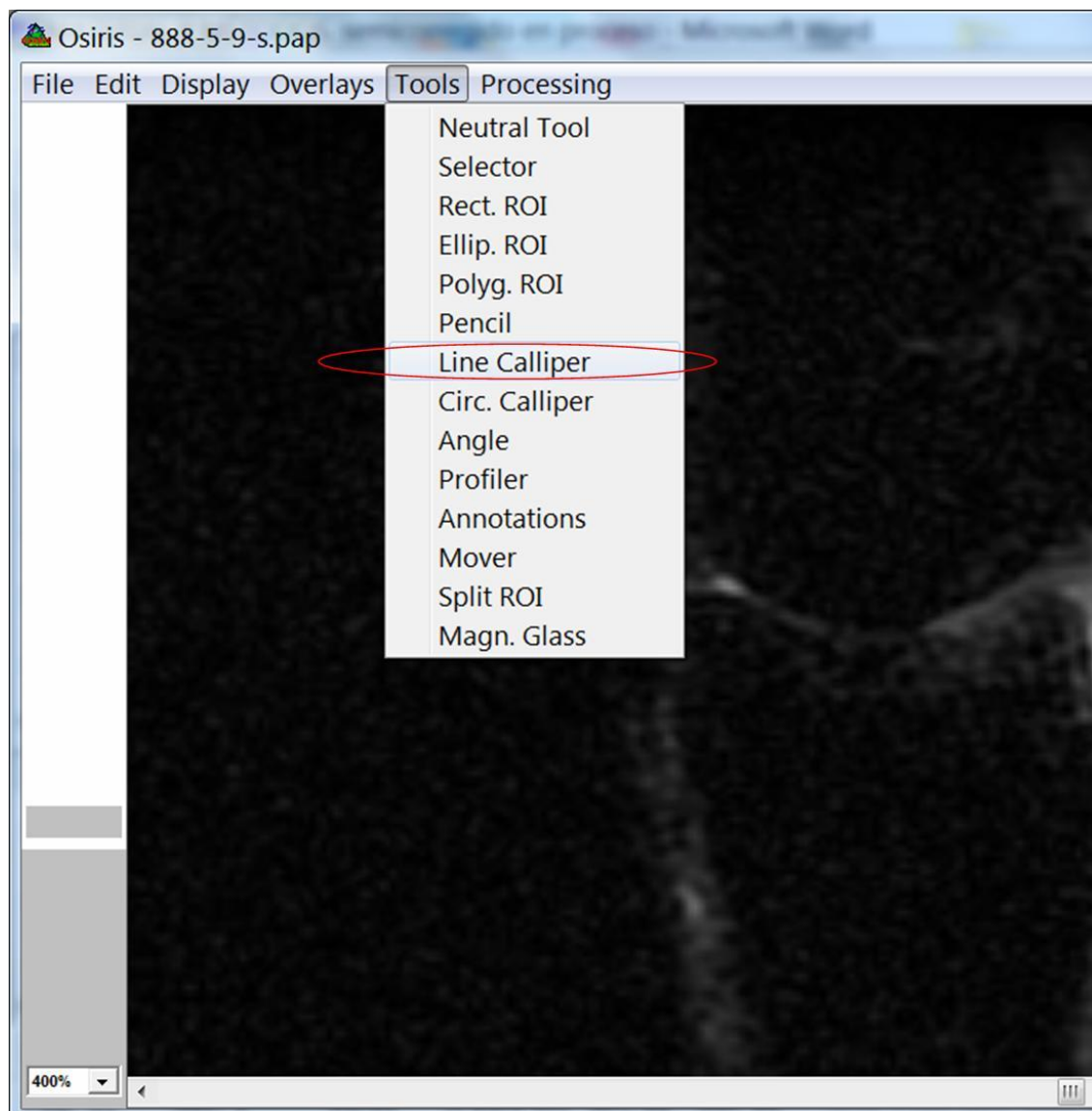


Figura 108. Ejemplo de la ruta de activación de la herramienta de medición lineal de Osiris 4.19®.

4.3.5.2.F. GROSOR

El grosor es un parámetro de medida simple, que se ha utilizado en este estudio para aquellas estructuras que, en función de su disposición espacial y del plano de corte de la imagen, éste fuera un dato relevante para su descripción y el análisis posterior. Se obtuvo mediante la misma herramienta de Osiris 4.19® que se utilizó para medir el diámetro de grano (Figura 108), y se expresó en milímetros para este estudio.

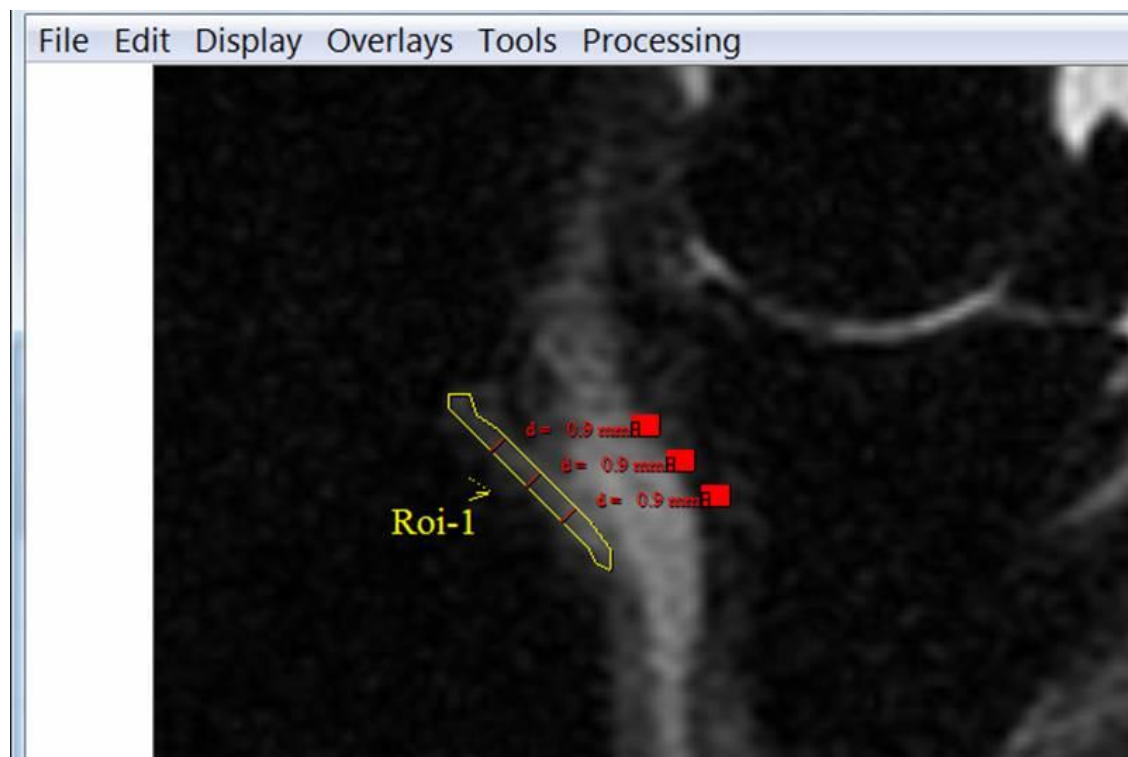


Figura 109. Imagen de la medición del grosor mediante la herramienta de Osiris 4.19® “Linear Caliper”, del cuerpo del corion coronario en tres puntos diferentes de un corte sagital potenciado en T2 FSTIR, en la región axial de las lumbres del casco de un caballo adulto.

El grosor medio de una capa o estructura se determinó seleccionando los dos o tres lugares más representativos del mismo en la imagen, y realizando las mediciones en dichos puntos con la mayor precisión posible (Figura 109). Posteriormente, las dos o tres medidas se cotejaron y se calculó el promedio de las mismas para introducirla en las tablas de resultados.

4.3.6. TRATAMIENTO ESTADÍSTICO DE LOS RESULTADOS

Los resultados se agruparon y compararon en función de la potenciación y el tipo de secuencia, y teniendo en cuenta si el animal estaba vivo o muerto en el momento de la obtención de las imágenes; esto es debido a que, consultada la bibliografía, parece ser que existen ciertas diferencias entre las imágenes obtenidas mediante IRM *in vivo* y *post mortem*, como se comentaba en el apartado de la revisión bibliográfica referido a la imagen de la sangre (GILI, 1993) o al grosor de ciertas estructuras como algunos tendones (MURRAY y col., 2004); sin embargo, hay estudios que indican que no existen diferencias entre las imágenes obtenidas *post mortem* en fresco y las obtenidas tras la congelación a -18 o -20° C y su posterior descongelación a temperatura ambiente

(WIDMER y col. 1999), por eso decidimos tratar los resultados de estos dos últimos grupos de extremidades de forma conjunta.

En los casos estudiados *post mortem*, entre las extremidades aisladas del individuo y aquellas que se estudiaron unidas al resto del animal, la marcada diferencia de tensión entre unas y otras para ciertas estructuras como algunos tendones, podría acarrear diferencias en la frecuencia de aparición, localización e intensidad de de ciertos artefactos como el de ángulo mágico (BUSONI y SNAPS, 2002); sin embargo, los animales en que nosotros hemos obtenido imágenes de regiones con estructuras susceptibles de sufrir estas alteraciones, que estaban muertos, pero sin disecar, eran neonatos y potrillos de pocos meses, con lo que este tipo de comparación, en relación con las extremidades disecadas de caballos adultos de razas diversas, en principio, no parece tener mucho sentido práctico; en consecuencia, los especímenes completos han sido agrupados con los demás en los resultados de este estudio.

Teniendo en cuenta todas estas consideraciones, se utilizaron hojas de cálculo de “Libre Office” y de “Microsoft Excel 2003”, para agrupar los datos obtenidos en función de la estructura a analizar, los grupos de edad, el padecimiento o no de enfermedad, el tipo de potenciación y el plano de corte. A partir de estos datos agrupados en hojas de cálculo, se obtuvieron las tablas de resultados y, a partir de éstas, las gráficas representativas de los mismos, siempre mediante las herramientas de las propias hojas de cálculo. En cuanto a los grupos de edad, tenemos que señalar que, a diferencia de los grupos establecidos por otros autores, como SÁNCHEZ-VALLE (2008) y PEÑA (2011), nosotros hemos establecido únicamente dos o tres grupos según la estructura a estudiar y el número de animales existente en cada caso; de tal manera que, para el estudio de la piel, consideramos neonatos aquellos animales con menos de 3 días de vida, potrillos aquellos con más de tres días y hasta tres meses de vida y adultos o maduros los mayores de 5 años. Para el resto de estructuras estudiadas, sólo consideramos dos grupos de edad: inmaduros todos los menores de un mes de vida y maduros los mayores de 5 años. Los grupos de edad no comprendidos en estos márgenes no fueron sometidos a estudio mediante RM en relación con sus extremidades.

A partir de las hojas de cálculo de “Microsoft Excel”, con todos los datos obtenidos para los distintos parámetros en estudio, se realizó un análisis estadístico mediante el programa informático “Epi Info7”; utilizando esta potente herramienta

informática de estudio estadístico, diseñada específicamente para el campo de la medicina, se llevó a cabo un análisis de varianza (ANOVA) y, en todos los casos, un test de Bartlett para determinar si el análisis de varianza era apropiado y, si dicho análisis de varianza no lo era, se procedió a realizar una prueba de hipótesis no paramétrica, mediante un test de Mann Whitney/Wilcoxon de dos muestras o test de Kruskal-Wallis para dos grupos (Figura 110).

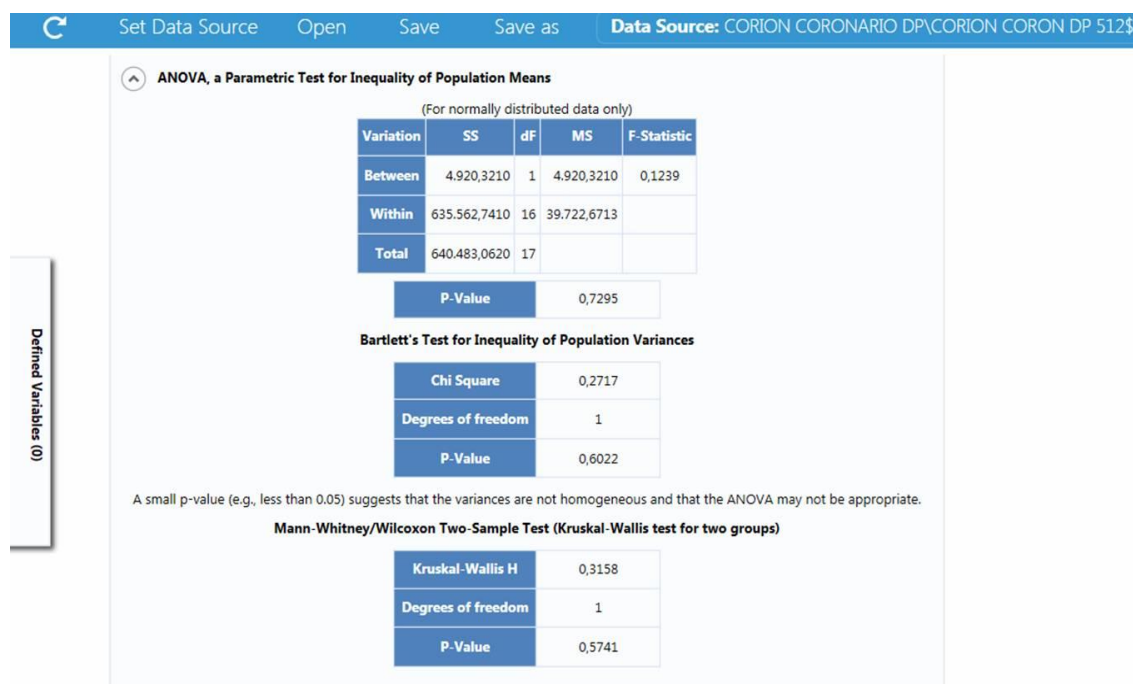
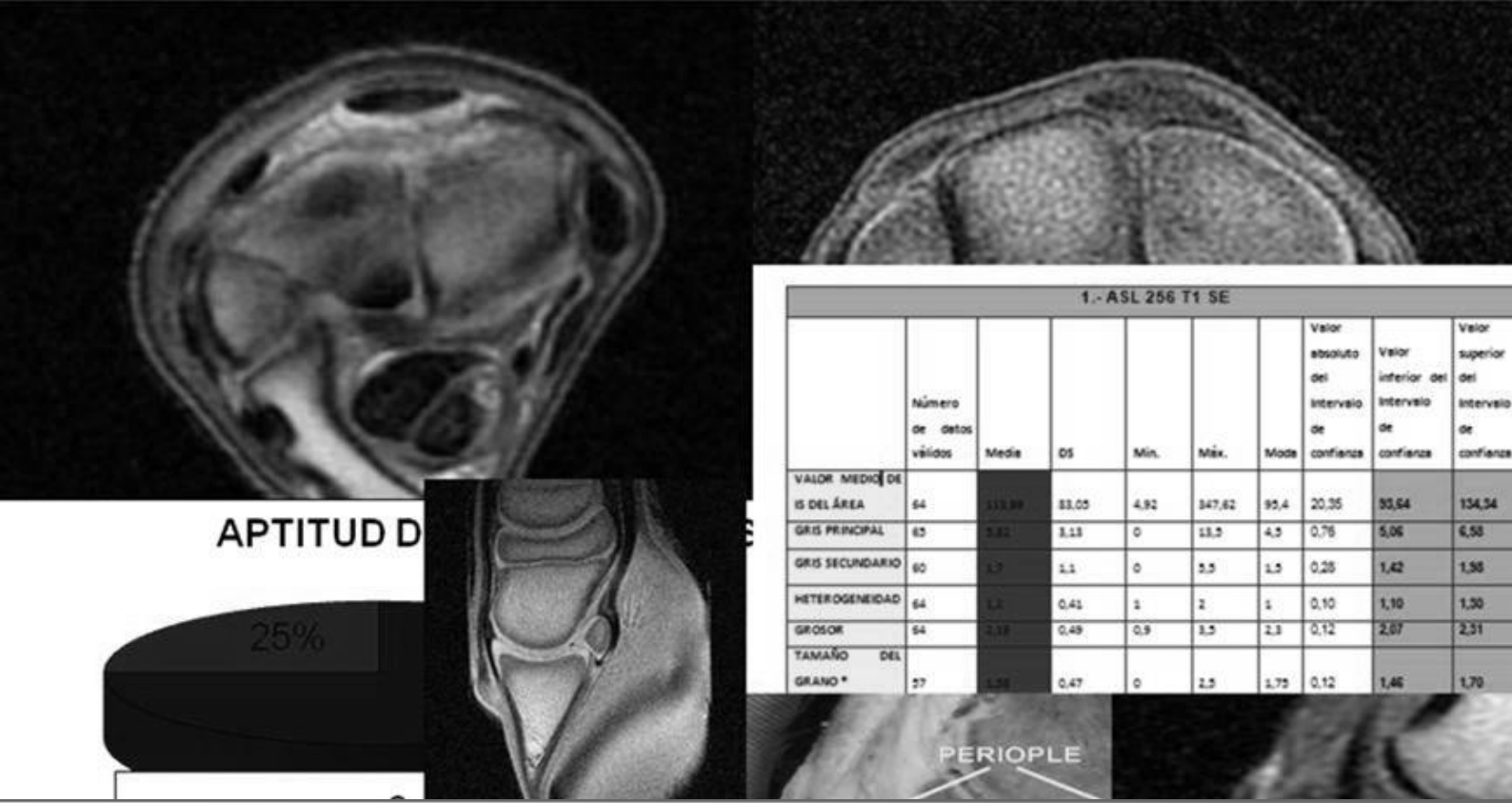
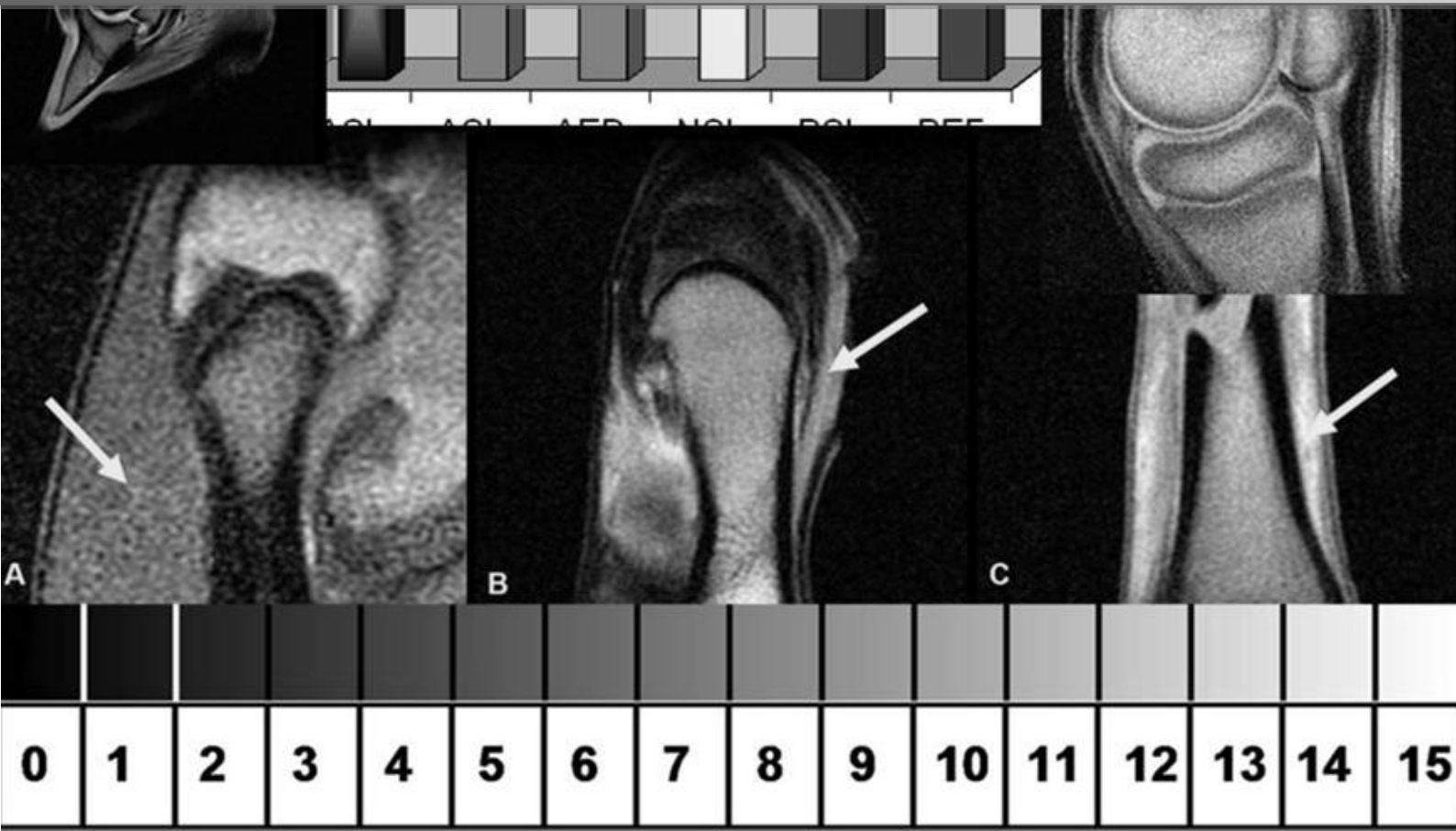


Figura 110. Ejemplo de una expresión del análisis estadístico mediante el programa Epi Info7.



RESULTADOS



5. RESULTADOS

5.1. IRM DEL CONTINENTE

5.1.1. IRM DE LA PIEL

Cómo ya se ha señalado en la parte histológica de la revisión bibliográfica, desde el punto de vista más amplio, teóricamente se podrían distinguir tres capas principales en este órgano: la más externa o epidermis, la dermis, por debajo de la anterior, y la más interna o hipodermis.

En las imágenes de IRM, en las cuatro potenciaciones básicas objeto de estudio, se pueden distinguir, a su vez, tres capas en la piel: una, la más externa, que aparece hiperintensa en relación al ruido generado en el espacio ocupado por el aire (Figura 111); la capa inmediatamente inferior, que a su vez se presenta hipointensa en comparación con las dos que la limitan, y debajo, la más interna que, por otro lado, a la observación subjetiva, parece la más variable en cuanto a intensidad de señal y homogeneidad, aparece, en general, como ya se ha señalado, hiperintensa en relación a la capa intermedia (Figura 112 y Figura 113). Las tres capas pueden observarse en las cuatro potenciaciones pero no con la misma frecuencia ni claridad, y tampoco con la misma intensidad de señal absoluta (intensidad de señal emitida por el conjunto de vóxeles y cuyo valor se obtiene mediante el uso de las herramientas del programa Osiris 4.19®) ni relativa con respecto al resto de tejidos (porcentaje de intensidad de señal en relación con otro tejido).

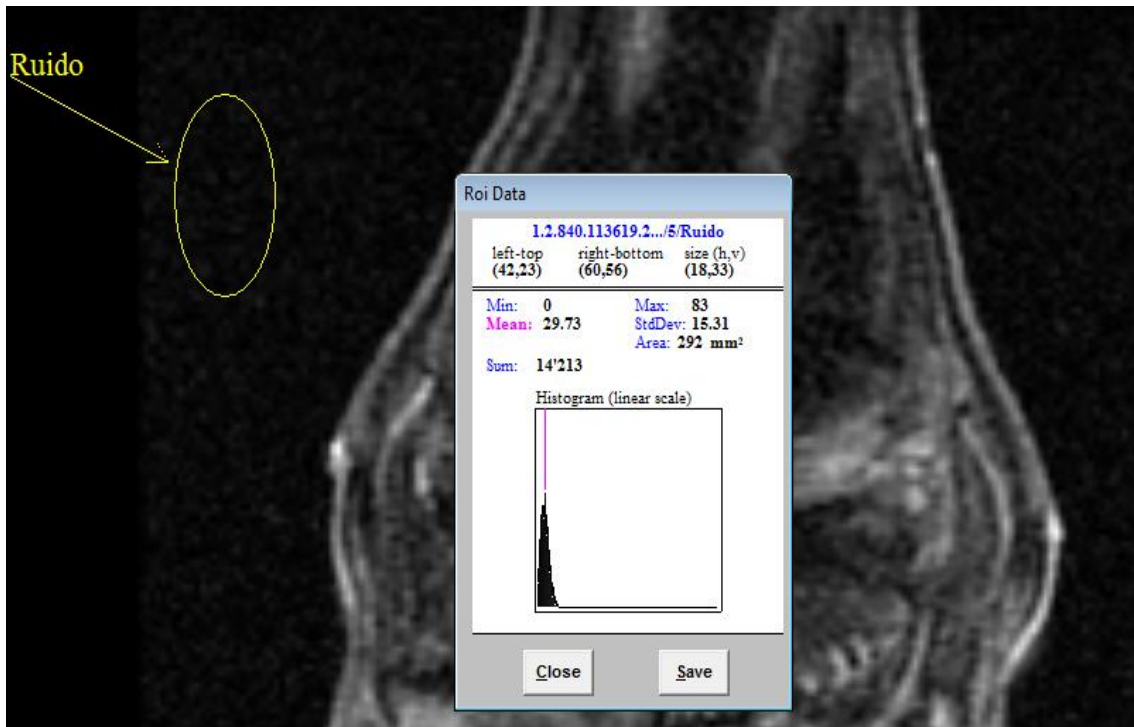


Figura 111. Corte coronal potenciado en T1 SE de la mitad distal de la cuartilla y mitad proximal del casco a nivel de la superficie flexora del navicular donde se muestra un ejemplo de los datos de señal correspondientes al ruido de la zona de aire.

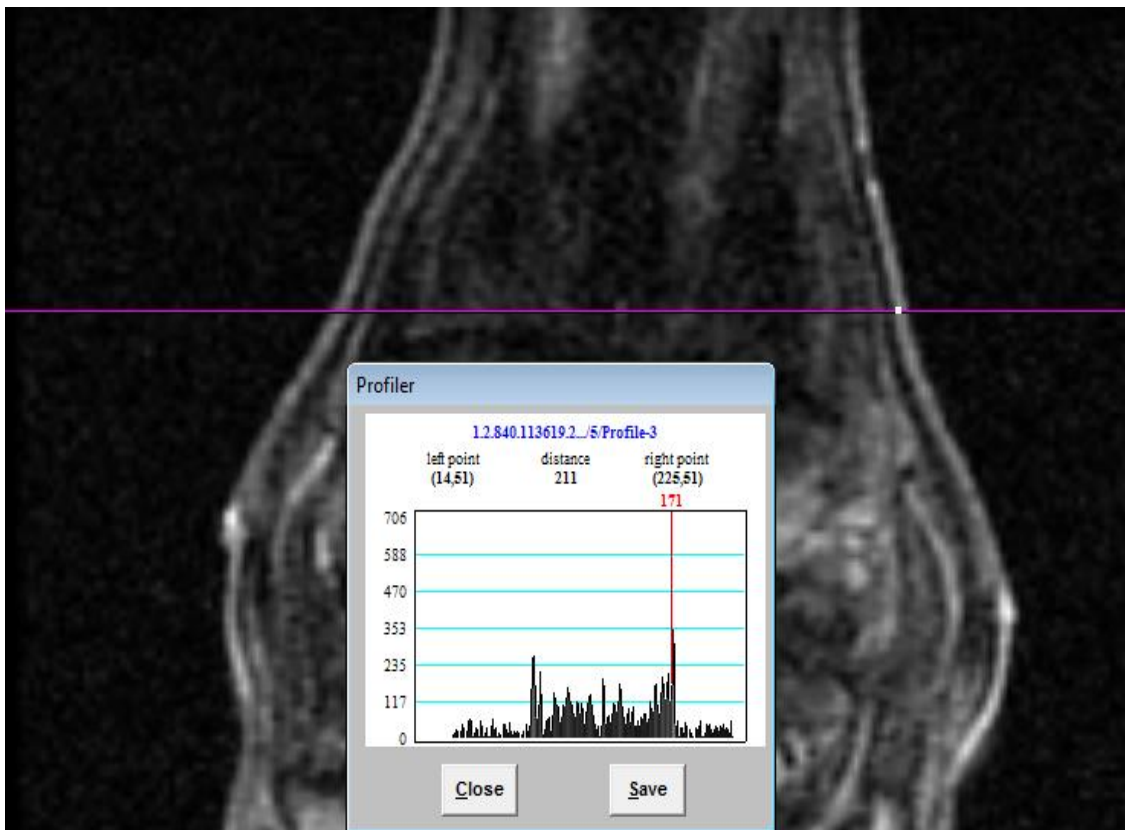


Figura 112. Corte coronal potenciado en T1 SE de la mitad distal de la cuartilla y mitad proximal del casco a nivel de la superficie flexora del navicular donde se muestra un gráfico de la variación

de la intensidad de señal de los tejidos que atraviesa una línea y donde la máxima intensidad se obtendría en la capa externa de la piel del lado derecho. Se puede observar, en la zona que corta esta línea, las tres capas que observamos mediante IRM en la piel en ambos lados.

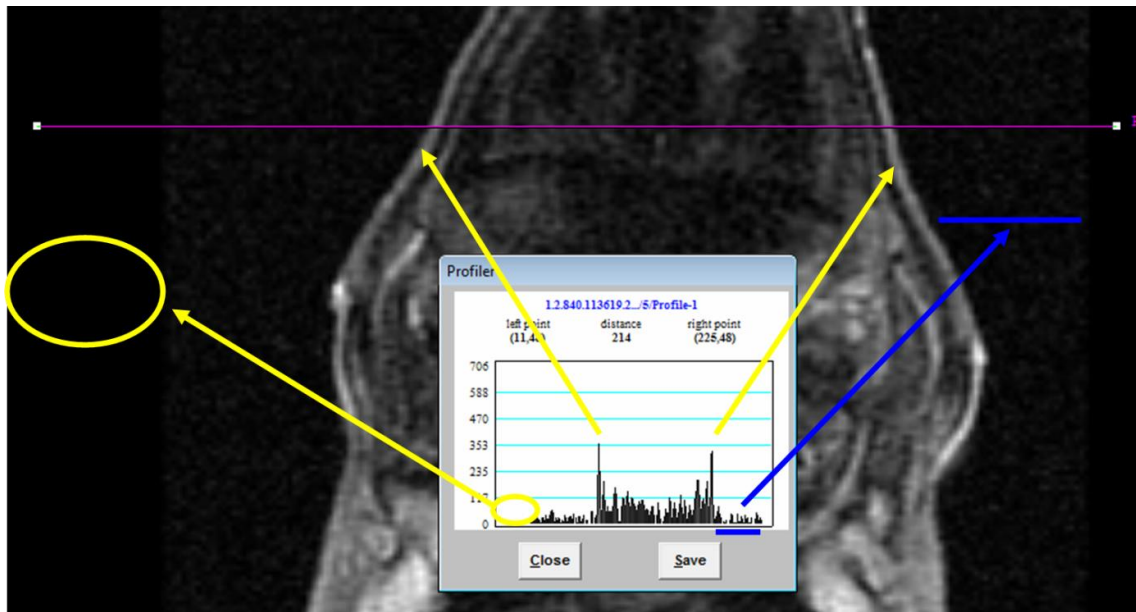


Figura 113. Corte coronal potenciado en T1 SE de la mitad distal de la cuartilla y mitad proximal del casco a nivel de la superficie flexora del navicular donde se muestra un gráfico de la variación de la intensidad de señal de los tejidos que atraviesa una línea y donde la máxima intensidad se obtendría en las capas externas de ambos lados. Se puede observar, en la zona que corta esta línea, las tres capas que vemos mediante IRM en la piel en ambos lados. Se observa en la imagen una zona sin señal, incluso carente de ruido, señalada por una flecha amarilla y un círculo del mismo color tanto en la imagen como en el gráfico; una zona de ruido que se señala en el gráfico y la imagen por una flecha azul y, finalmente, dos flechas amarillas que señalan la capa externa hiperintensa de la piel de ambos lados.

Se puede observar que, en las Figura 112 y Figura 113, la capa externa hiperintensa se continúa con la parte del corión papilar del rodete coronario.

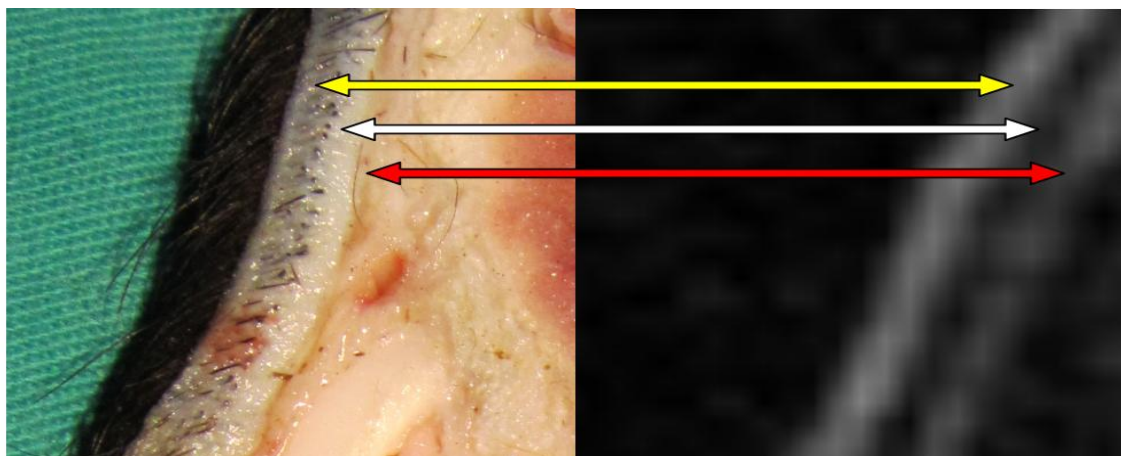


Figura 114. Se observa la correspondencia de la capa externa de la dermis y parte de la epidermis con la capa hiperintensa del corte potenciado en T1 SE (flecha amarilla), la capa fibrosa o interna de la dermis con la capa hipointensa del corte (flecha blanca) y la hipodermis con la capa hiperintensa más profunda (flecha roja). Se observa que el pelo no da lugar a señal apreciable en la imagen de RM.

A la observación directa no se apreció, en el subcutáneo del tercio distal y medio de la extremidad equina, panículo adiposo alguno y, no habiendo encontrado referencias bibliográficas al respecto que concreten su existencia en esa zona, hemos realizado un análisis histológico preliminar a la espera de estudios más exhaustivos y seriadados. Dicho estudio histológico se realizó sobre cuatro muestras, dos de una extremidad anterior y otros dos de una extremidad posterior, a su vez, de cada extremidad se tomó una de las muestras distal al carpo o al tarso respectivamente y otra proximal a estas localizaciones. El resultado de estos análisis fue, en los cuatro casos, que no se apreciaban adipocitos en la epidermis/dermis de ninguno de los cuatro fragmentos examinados; únicamente fue posible detectar grupos muy limitados compuestos por 8-10 adipocitos, de 200-300 micrometros de diámetro aproximadamente, en el tejido subcutáneo, dispuestos de forma multifocal entre el tejido conjuntivo laxo y, dichos adipositos, no forman capas continuas de tejido adiposo.

Las tres capas de la piel no fueron distinguibles en todas las imágenes de la serie de cortes mediante IRM, y ni siquiera en el corte o cortes de la serie que se apreciaban, se distinguía en toda la superficie; al ser un órgano superficial, envolvente y adaptado a la superficie de la región a explorar, debido al artefacto de volumen parcial, sus capas se visualizaron más nítidamente cuanto mayor era la perpendicularidad del plano de corte de la IRM con respecto a la superficie en un punto dado. La parte más externa, cubierta de pelo, no se aprecia (Figura 114), siendo indistinguible de la señal del fondo o ruido.

5.1.1.1. IMÁGENES POTENCIADAS EN T1 SE DE LA PIEL Y EL RUIDO

En las imágenes potenciadas en T1 SE, la piel presenta las tres capas que hemos descrito de forma general; sin embargo, no en todas las ocasiones encontramos al menos una imagen dentro de la serie en la que haya una porción donde se distingan las tres capas; ni siquiera en todas las ocasiones, encontramos una imagen en la que se pueda únicamente discriminar, seleccionar y valorar la capa externa hiperintensa.

El número total de imágenes en que se ha valorado la piel y el ruido y su frecuencia en función del ancho de ventana o FOV se expone a continuación en la tabla de la Figura 115.

Ancho de ventana (FOV)	Matriz de adquisición	Frecuencia	Porcentaje
256; 256	256; 0 ; 0; 128	179	46,74%
512; 512	0; 320; 256; 0	204	53,26%
	TOTAL	383	100,00%

Figura 115. Tabla de datos obtenidos del análisis de la piel en las imágenes potenciadas en T1 SE. En estos datos se contabiliza de forma unitaria las series que, una vez estudiadas, no tenían imágenes aptas y las áreas obtenidas de las imágenes que se seleccionaron como aptas.

De las 127 series de imágenes con FOV 512 estudiadas, el 16,54% (21) no tenía ningún corte en el que se pudiera valorar correctamente ni siquiera la capa más externa de la piel; el 83,46% restante tenía, al menos, una imagen en la que, en un área concreta, se podía valorar adecuadamente, como mínimo, la capa más externa de la piel (Figura 116).

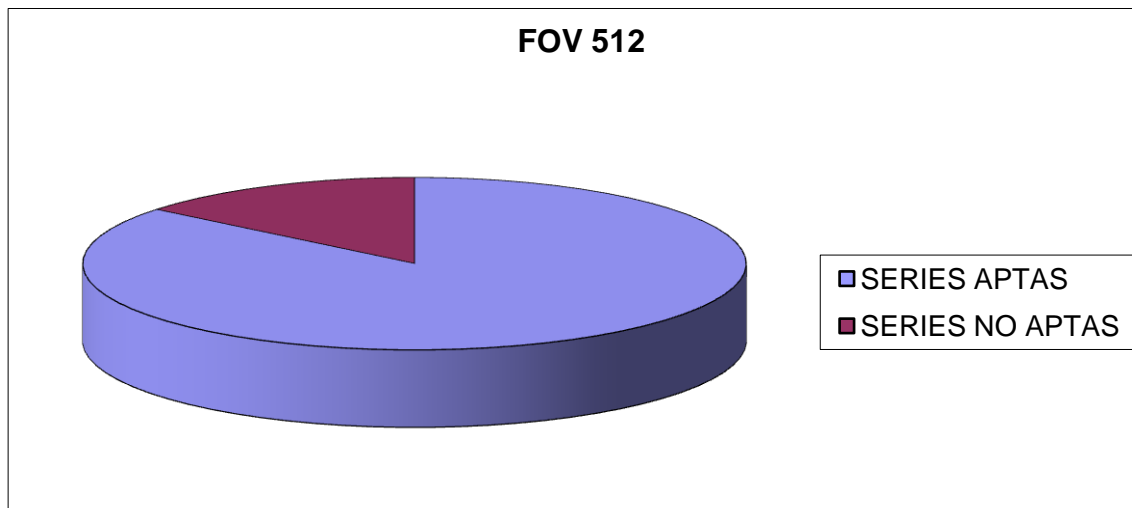


Figura 116. Gráfico que representa la relación de series aptas para el estudio de las capas de la piel frente a las series no aptas con una mayor matriz de adquisición y un mayor ancho de ventana (FOV).

De las 162 series de imágenes con FOV 256; 256 estudiadas, el 66,05% (107) no tenía ningún corte en el que se pudiera valorar correctamente al menos la capa más externa de la piel; el 33,95% restante tenía, al menos, una imagen en la que, en un área concreta, se podía valorar adecuadamente, como mínimo, la capa más externa de la piel (Figura 117).

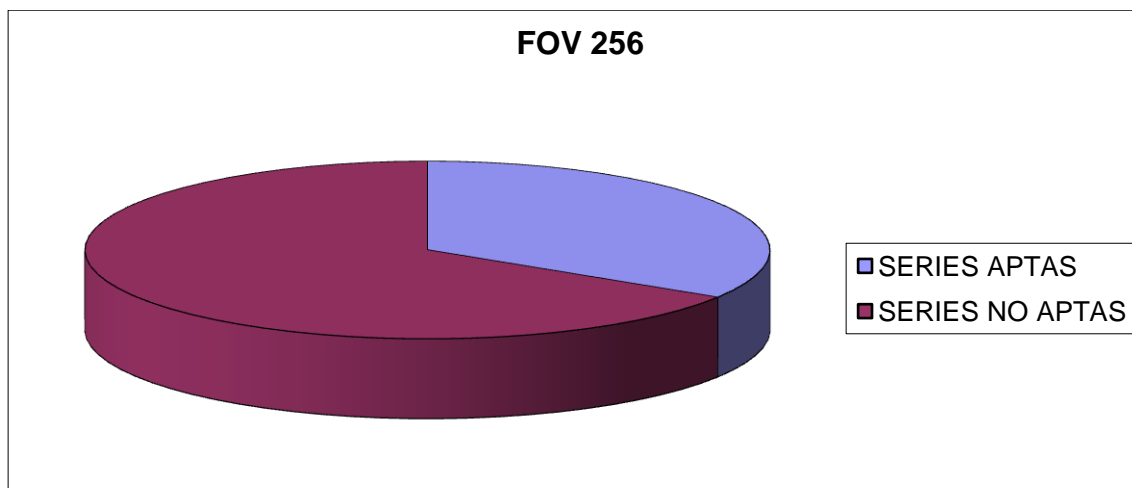


Figura 117. Gráfico que representa la relación de series aptas para el estudio de las capas de la piel frente a las series no aptas con una menor matriz de adquisición y un menor ancho de ventana (FOV).

Como se puede observar, en las Figura 116 y Figura 117, hay un mayor porcentaje de series aptas para la identificación y valoración de, al menos, una de las tres capas que se distinguen en la IRM de la piel, en el grupo con mayor matriz y FOV.

5.1.1.1.A. CAPA EXTERNA

Se trata de una línea hiperintensa en relación al ruido y a la capa adyacente situada en profundidad (Figura 118); sin embargo, como ya se ha comentado en el apartado de material y métodos, las referencias hiper e hipointensa o de alta o baja intensidad de señal son vagas y confusas, por lo que, en cuanto a intensidad de señal, tendremos en cuenta el valor medio obtenido mediante la herramienta Osiris 4.19® y la escala de grises descrita en material y métodos.



Figura 118. Imagen potenciada en T1 SE de un corte sagital de la parte palmar de la mitad distal de la cuartilla y bulbos de los talones de un caballo adulto en que se señala la capa externa de la piel.

A continuación se exponen, en tablas, los resultados obtenidos para los diferentes parámetros estudiados, segregados en función del ancho de ventana y del tipo de paciente (Figura 119).

1.- ASL 256 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	64	113,99	83,05	4,92	347,62	95,4	20,35	93,64	134,34
GRIS PRINCIPAL	65	5,82	3,13	0	13,5	4,5	0,76	5,06	6,58
GRIS SECUNDARIO	60	1,7	1,1	0	5,5	1,5	0,28	1,42	1,98
HETEROGENEIDAD	64	1,2	0,41	1	2	1	0,10	1,10	1,30
GROSOR	64	2,19	0,49	0,9	3,5	2,3	0,12	2,07	2,31
TAMAÑO DEL GRANO *	57	1,58	0,47	0	2,5	1,75	0,12	1,46	1,70

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
GR	48	77,42%	100,00%	65,03%	87,07%
ALG	14	22,58%	22,58%	12,93%	34,97%
TOTAL	62	1	1		

2.- NSL 256 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	3	97,02	14,45	81,4	109,9	81,4	16,35	80,67	113,37
GRIS PRINCIPAL	3	6,5	1,73	5,5	8,5	5,5	1,96	4,54	8,46
GRIS SECUNDARIO	3	3,5	2	1,5	5,5	1,5	2,26	1,24	5,76
HETEROGENEIDAD	3	1	0	1	1	1	NP	NP	NP

GROSOR	3	2,3	0	2,3	2,3	2,3	NP	NP	NP
TAMAÑO DEL GRANO *	3	1,83	0,14	1,75	2	1,75	0,16	1,67	1,99

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
GR	3	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
TOTAL	3	100,00%	100,00%		

3.- ASL 512 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	131	159,82	59,04	33,21	290,87	142,9	10,11	149,71	169,93
GRIS PRINCIPAL	102	7,36	2,11	3,5	11,5	6,5	0,41	6,95	7,77
GRIS SECUNDARIO	96	2,98	1,65	0,5	8,5	2,5	0,33	2,65	3,31
HETEROGENEIDAD	131	1,37	0,5	1	3	1	0,09	1,28	1,46
GROSOR	131	1,35	0,33	0,5	2,5	1,4	0,06	1,29	1,41
TAMAÑO DEL GRANO *	94	1,27	0,23	0,75	1,75	1,25	0,05	1,22	1,32

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	6	4,58%	4,58%	1,70%	9,70%
GR	125	95,42%	100,00%	90,30%	98,30%
TOTAL	131	1	1		

4.- NSL 512 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza

							de confianza	confianza	de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	26	186,95	97,86	43,27	362,54	43,3	37,62	149,33	224,57
GRIS PRINCIPAL	26	8,69	1,13	6,5	10,5	8,5	0,43	8,26	9,12
GRIS SECUNDARIO	26	4,23	1,43	1,5	8,5	3,5	0,55	3,68	4,78
HETEROGENEIDAD	26	1,38	0,5	1	2	1	0,19	1,19	1,57
GROSOR	26	1	0,25	0,5	1,4	0,9	0,10	0,90	1,10
TAMAÑO DEL GRANO *	26	0,95	0,25	0,5	1,5	1	0,10	0,85	1,05

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
GR	26	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
TOTAL	26	100,00%	100,00%		

5.- PSL 512 T1 SE										
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza	
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	7	360,04	119,08	248,14	525,95	248,1	88,21	271,83	448,25	
GRIS PRINCIPAL	7	9,07	1,13	7,5	10,5	8,5	0,84	8,23	9,91	
GRIS SECUNDARIO	7	5	2,43	1	8,5	4,5	1,80	3,20	6,80	
HETEROGENEIDAD	7	1,29	0,49	1	2	1	0,36	0,93	1,65	
GROSOR	7	1,26	0,34	0,9	1,6	0,9	0,25	1,01	1,51	
TAMAÑO DEL GRANO *	7	1,09	0,23	0,65	1,25	1,25	0,17	0,92	1,26	

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
GR	7	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%

TOTAL	7	100,00%	100,00%		
--------------	---	---------	---------	--	--

6.- AED 512 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	11	199,38	34	143,72	250,7	143,7	20,09	179,29	219,47
GRIS PRINCIPAL	11	6,77	2,2	3,5	9,5	8,5	1,30	5,47	8,07
GRIS SECUNDARIO	11	2,5	0,77	1,5	3,5	2,5	0,46	2,04	2,96
HETEROGENEIDAD	11	1,91	0,3	1	2	2	0,18	1,73	2,09
GROSOR	11	1,04	0,23	0,9	1,5	0,9	0,14	0,90	1,18
TAMAÑO DEL GRANO *	11	1,16	0,13	1	1,25	1,25	0,08	1,08	1,24

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
GR	11	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
TOTAL	11	100,00%	100,00%		

7.- PEF 512 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	8	356,84	83,23	285,67	508,07	285,7	57,67	299,17	414,51
GRIS PRINCIPAL	8	9,25	0,89	8,5	10,5	8,5	0,62	8,63	9,87
GRIS SECUNDARIO	8	5	0,93	3,5	5,5	5,5	0,64	4,36	5,64
HETEROGENEIDAD	8	2	0	2	2	2	NP	NP	NP
GROSOR	8	1,43	0,24	0,9	1,6	1,6	0,17	1,26	1,60
TAMAÑO DEL GRANO *	8	1,31	0,29	0,75	1,75	1,25	0,20	1,11	1,51

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
GR	8	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
TOTAL	8	100,00%	100,00%		

Figura 119. Tablas con los resultados de la capa externa hiperintensa de la piel para los distintos parámetros estudiados; DS representa la desviación estándar, Min. el valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR textura granular, ALG textura algodonosa y NP representa “no procede” (por ser el valor de la DS igual a 0). Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ASL 256 (adultos sin lesión con FOV 256); NSL 256 (neonatos sin lesión con FOV 256); ASL 512 (adultos sin lesión con FOV 512); NSL 512 (neonatos sin lesión con FOV 512); PSL 512 (potrillos sin lesión con FOV 512); AED 512 (adultos con edema por decúbito con FOV 512); PEF 512 (potrillos con edema y hemorragia por fractura con FOV 512); IS (intensidad de señal).

Visto todo lo expuesto hasta aquí y teniendo en cuenta los valores del grosor de corte y el espacio entre los mismos, tal y como están señalados en el apartado de material y métodos, la **IRM de la capa externa de la piel en T1**, obtenida mediante la secuencia de pulsos convencional SE, se puede describir para cada grupo animal estudiado, utilizando los parámetros analizados en este trabajo, de la forma que se expone a continuación:

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 256:

Animales adultos sin lesión. Se trata de una estructura con un valor de IS media de en torno a 114 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 5,82 y uno secundario de 1,7. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,2, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se reparte, entre algodonosa y granular, con una frecuencia de 22,6% y 77,4% respectivamente, presentando el grano de la imagen, en esta última, un diámetro medio de 1,58mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 2,19mm.

Animales neonatos sin lesión. El valor de IS media fue de en torno a 97 unidades aproximadamente, el gris principal tuvo un valor medio de tono de 6,5 y el secundario de 3,5. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1 en una escala del 0 al 6, y la textura fue granular en todos los casos, presentando el grano de la imagen un diámetro

medio de 1,83mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 2,3mm.

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 512:

Animales adultos sin lesión. Presentaban un valor de IS media de en torno a 160 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 7,36 y uno secundario de 2,98. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,37 en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se reparte, entre algodonosa y granular, con una frecuencia del 4,6% y 95,4% respectivamente, presentando el grano de la imagen, en esta última, un diámetro medio de 1,27mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,35mm.

Animales neonatos sin lesión. Tenía una IS media de en torno a 187 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 8,7 y uno secundario de 4,2. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,38 en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 0,95mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1mm.

Potrillos sin lesión. El valor de IS media fue de en torno a 360 unidades aproximadamente, el gris principal tenía un valor medio de tono de 9,07 y el secundario de 5. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,29 en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,09mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 1,26mm.

Animales adultos con edema por decúbito. El valor de IS media fue de en torno a 199 unidades aproximadamente, el gris principal tuvo un valor medio de tono de 6,77 y el secundario de 2,5. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,91 en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,16mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,04mm.

Potrillos con edema por fractura. La IS media fue de en torno a 357 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 9,25 y el

secundario de 5. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2 en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,31mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 1,43mm.

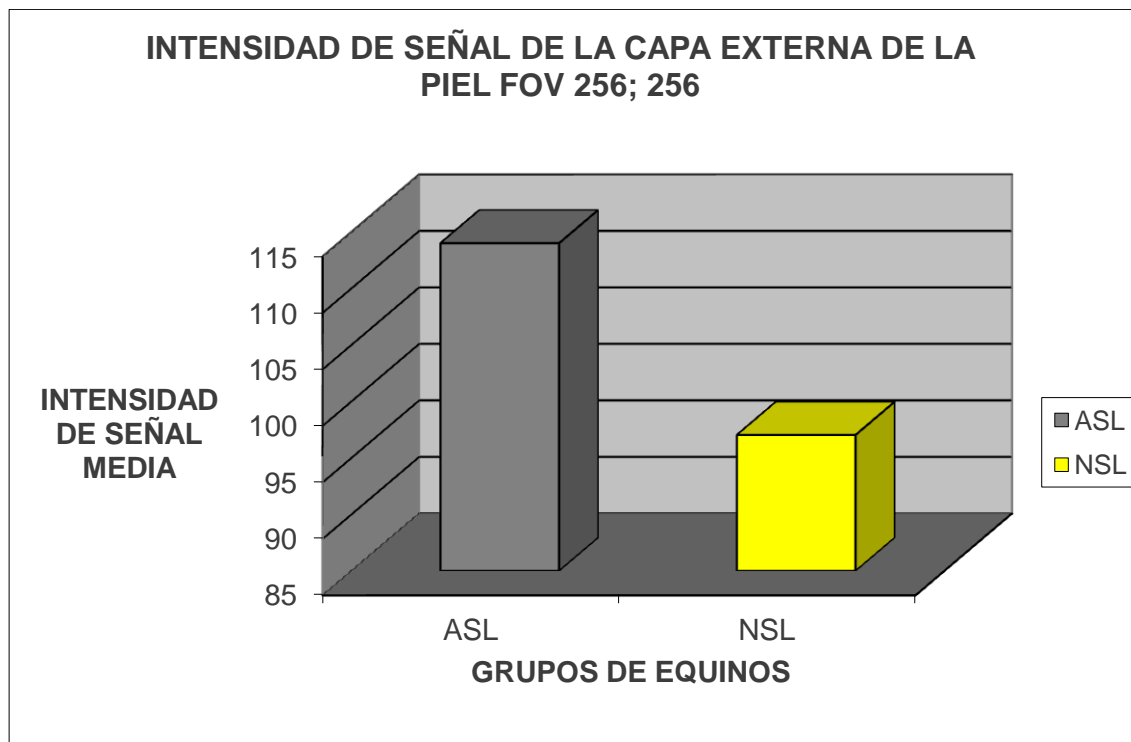
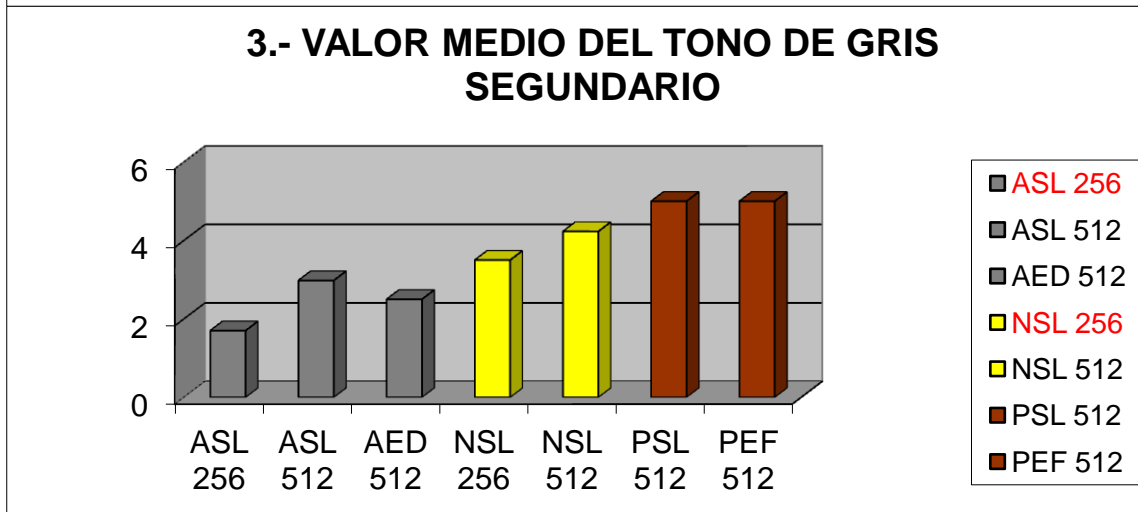
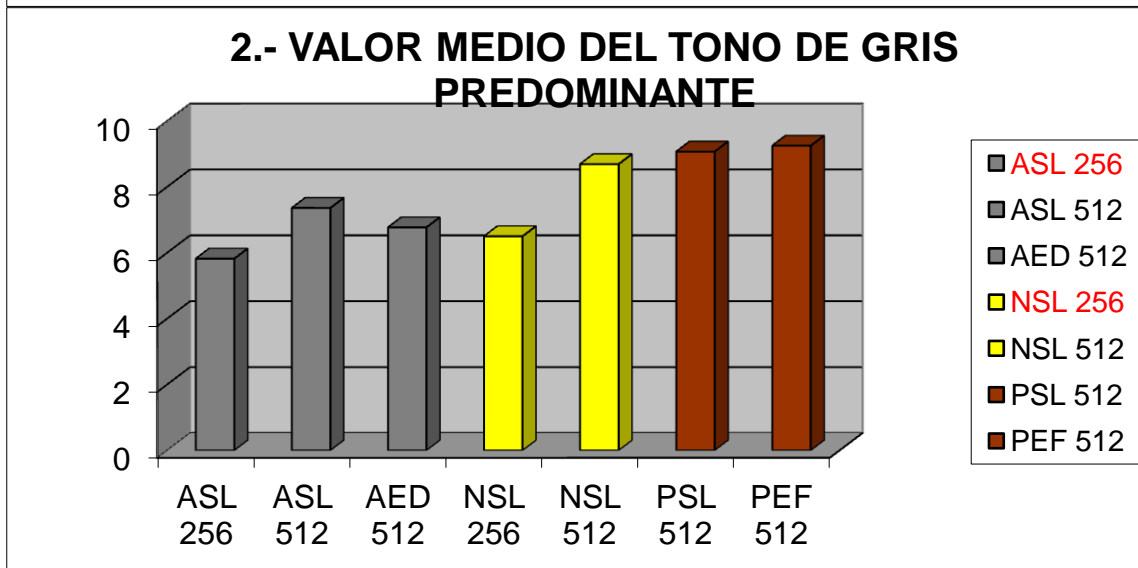
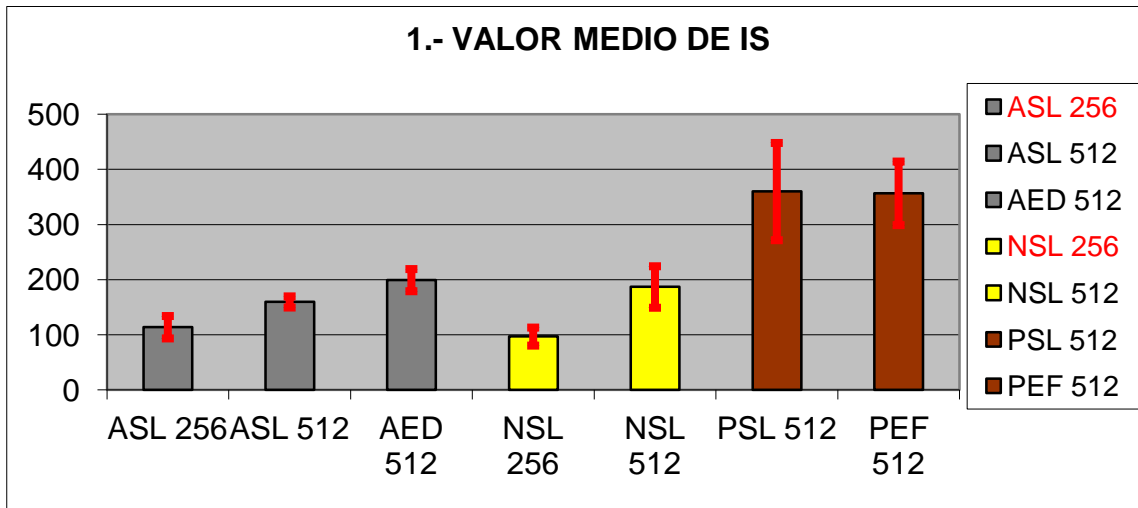


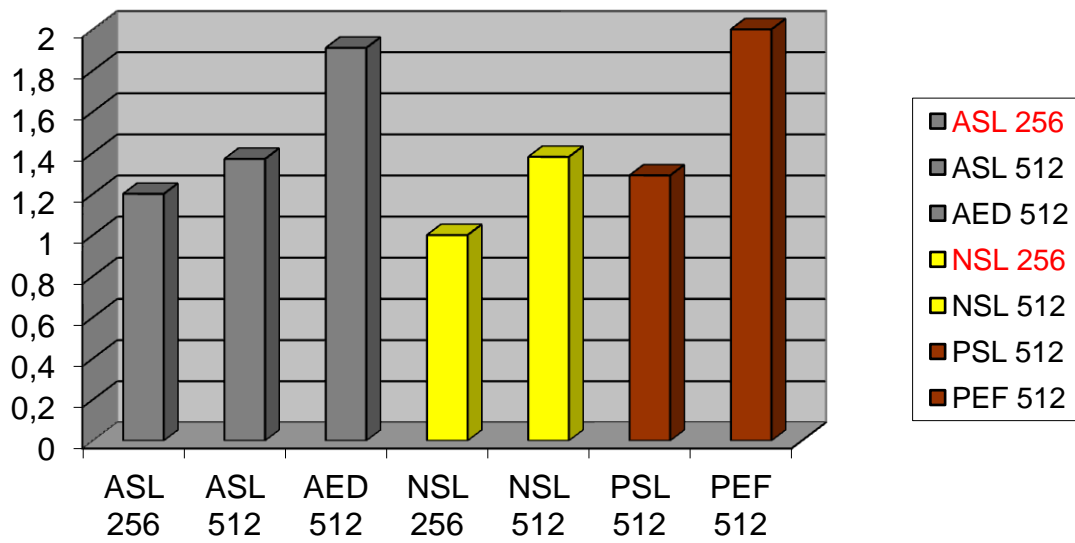
Figura 120. Representación gráfica de la media de intensidad de señal obtenida en las áreas estudiadas de la capa externa de la piel de los grupos de adultos sin lesión (ADL) y neonatos sin lesión (NSL).

La media de la IS del área estudiada de esta capa en las imágenes con un FOV 256 fue menor en relación a los mismos grupos con una matriz de obtención y FOV mayores (Figura 119). Los neonatos tenían una menor intensidad de señal que los adultos en los datos obtenidos con un FOV de 256 y una matriz 256; 0; 0; 128 (Figura 120).

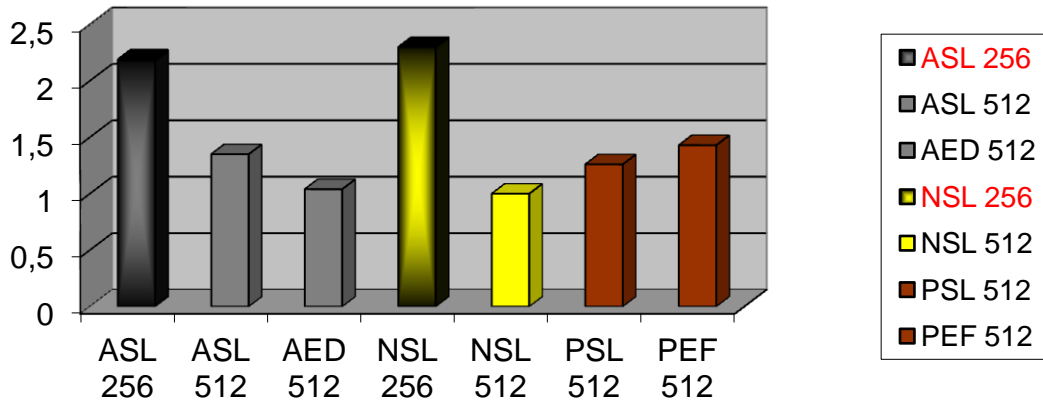
Los resultados para los distintos parámetros estudiados en esta estructura, reflejados en las tablas de la Figura 119, podemos verlos representados de forma gráfica en la Figura 121.



4.- HETEROGENEIDAD DE LA IS



5.- GROSOR MEDIO



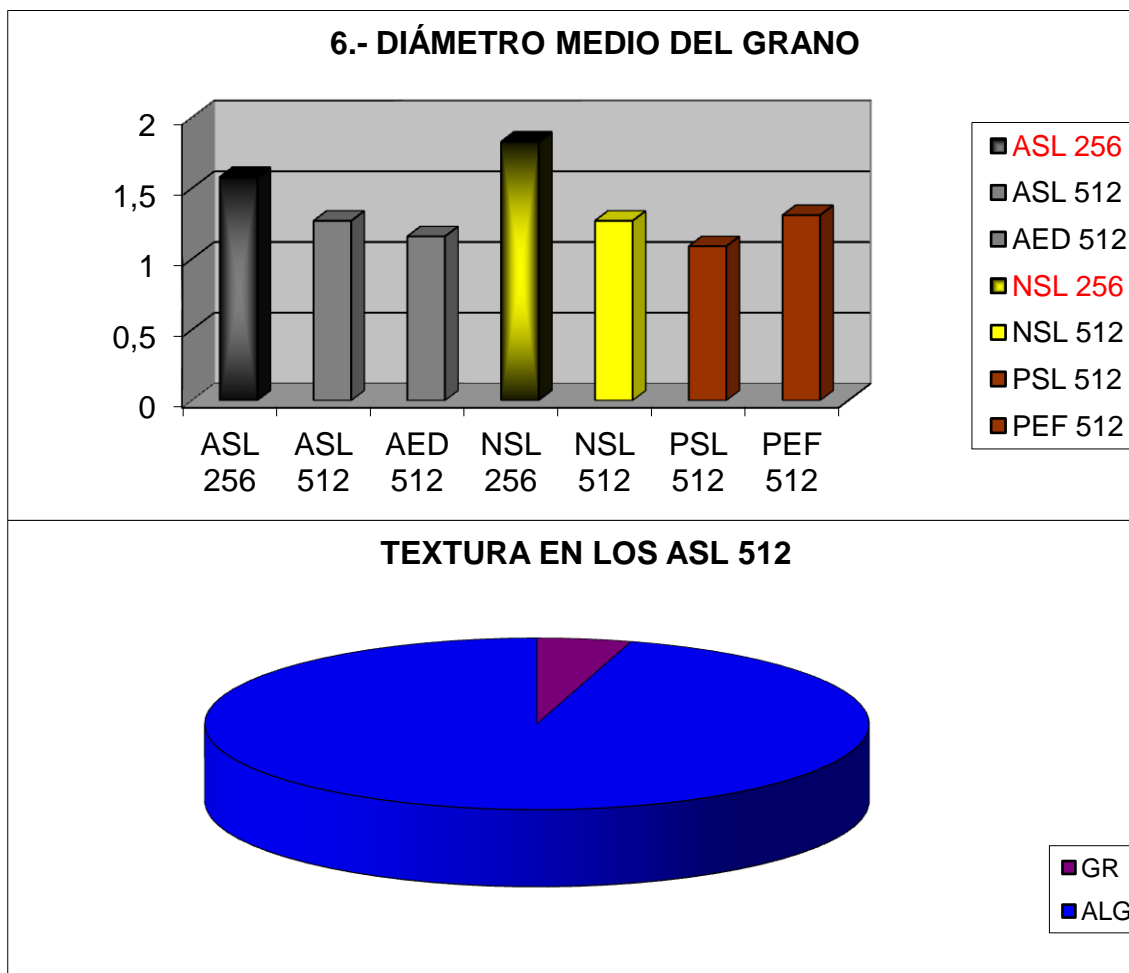


Figura 121. Representación gráfica de la comparación de las medias de los resultados obtenidos en los distintos parámetros estudiados en función del grupo al que pertenecen las imágenes; en la gráfica 1 se representan los intervalos de confianza para cada media; DS representa la desviación estándar, Min. el valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR textura granular, ALG textura algodonosa y NP representa “no procede” (por ser el valor de la DS igual a 0). Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ASL 256 (adultos sin lesión con FOV 256); NSL 256 (neonatos sin lesión con FOV 256); ASL 512 (adultos sin lesión con FOV 512); NSL 512 (neonatos sin lesión con FOV 512); PSL 512 (potrillos sin lesión con FOV 512); AED 512 (adultos con edema por decúbito con FOV 512); PEF 512 (potrillos con edema y hemorragia por fractura con FOV 512); IS (intensidad de señal).

Vemos que, los potrillos, tanto con lesiones como sin ellas, destacan ampliamente sobre el resto de los grupos en cuanto al valor de la intensidad de señal de la capa externa (Figura 121; gráfica 1). La intensidad de señal de esta capa, valorada de forma subjetiva mediante la escala de grises, dio lugar a los resultados representados en las gráficas 2 y 3 de la Figura 121. En éstas vemos que, aunque con algunas diferencias en el grupo de imágenes de adultos con edema por decúbito y la relación de los neonatos

con otros grupos, se observa una significativa correlación con las intensidades de señal medidas con la herramienta de Osiris 4.19®, y se aprecia que los potrillos siguen siendo los que presentan una mayor intensidad de señal. Se aprecia también que, en todos los grupos, cuanto mayor es el valor del gris primario, mayor es el del secundario. En la gráfica 4 de la Figura 121 se observa que la mayor heterogeneidad corresponde con los grupos que presentan alteraciones a nivel de la piel. En la gráfica 5 los dos grupos cuyas imágenes se obtuvieron con una menor matriz de adquisición y un menor FOV dieron lugar a unas mediciones de grosor mucho mayores que las de las imágenes con mayor matriz, resolución y FOV. En la gráfica 6 se observa nuevamente que los dos grupos que más destacan por un mayor diámetro del grano son los de las imágenes con FOV 256. Por último, diremos que, en esta capa externa, todos los grupos presentaban en un 100% de los casos una textura o aspecto granular de la misma, con la excepción de los adultos sin lesión que presentaban un pequeño porcentaje de casos en que el aspecto o textura se clasificó como algodonoso (Figura 121, gráfica 7).

5.1.1.1.B. CAPA MEDIA

Se trata de una línea hipointensa en relación a las otras dos capas que la delimitan externa e internamente (Figura 122). De las imágenes seleccionadas para la evaluación de la piel, en las que como mínimo se podía identificar y valorar un área de la capa externa de la misma, no todas fueron aptas para la evaluación de la capa media (Figura 123).

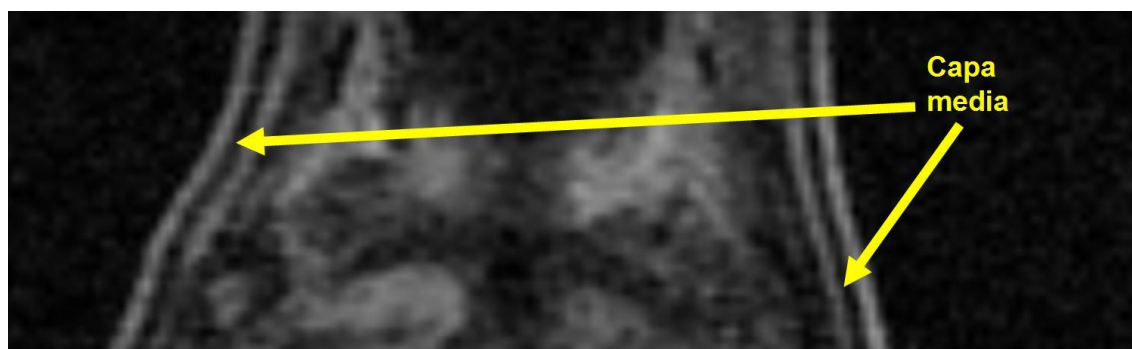


Figura 122. Imagen potenciada en T1 SE de un corte coronal de la mitad distal de la cuartilla de un caballo adulto en que se señala la capa media de la piel.

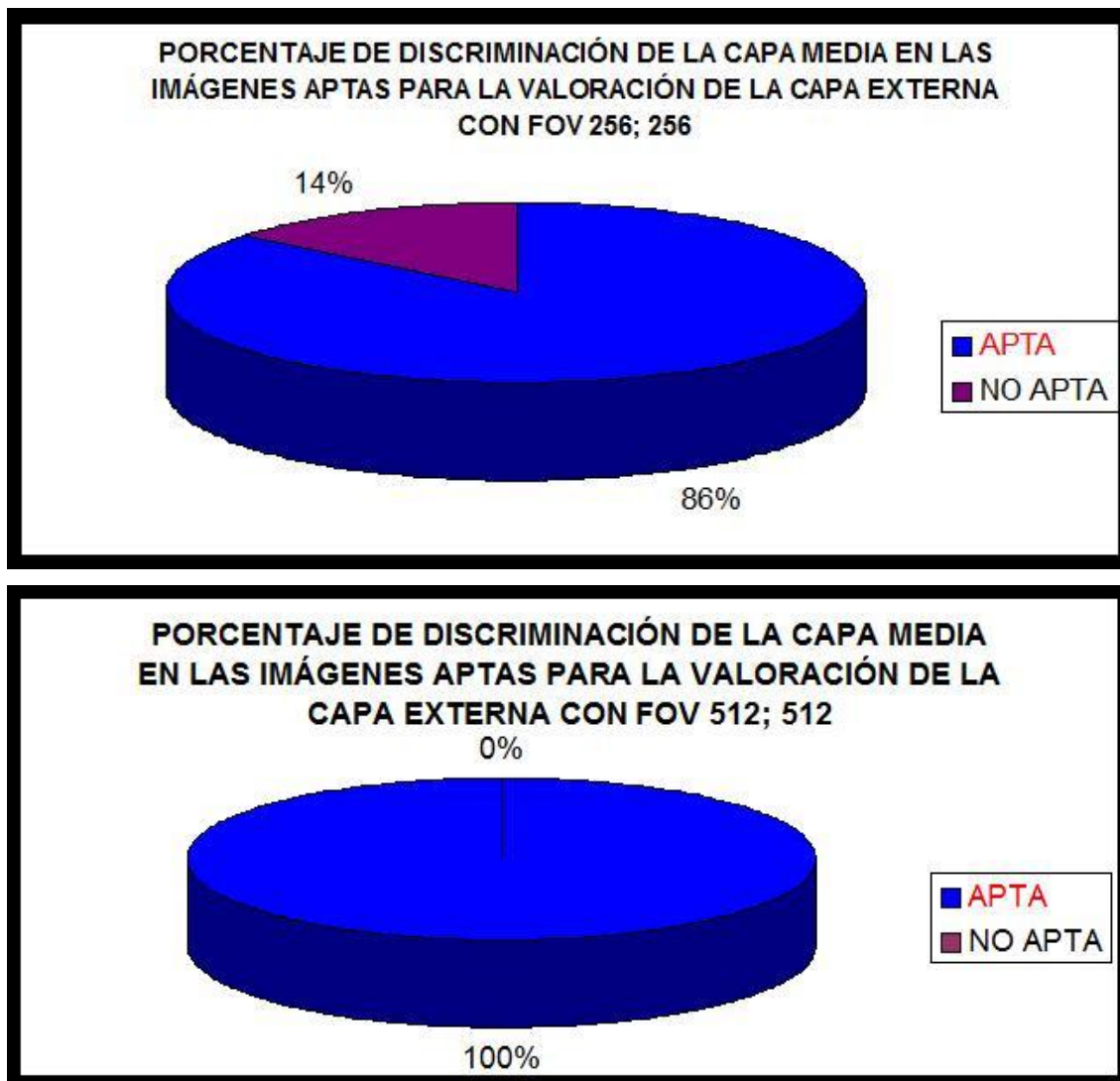


Figura 123. Representación gráfica del porcentaje de imágenes aptas para la valoración de la capa media del 100% que fueron aptas para la valoración de la capa externa.

Los resultados del estudio de los diferentes parámetros se exponen en las tablas de la Figura 124.

1- ASL 256 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	64	49,36	26,69	19,91	133,98	19,9	6,54	42,82	55,90
GRIS PRINCIPAL	64	1,11	0,52	0,5	2,5	1,5	0,13	0,98	1,24
GRIS SECUNDARIO	64	2,79	1,14	1,5	7	2,5	0,28	2,51	3,07

HETEROGENEIDAD	64	1,7	0,46	1	2	2	0,11	1,59	1,81
GROSOR	64	2,13	0,55	0,8	3,6	2,3	0,13	2,00	2,26
TAMAÑO DEL GRANO *	64	1,56	0,46	0,5	3	1,75	0,11	1,45	1,67

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
GR	63	98,44%	100,00%	91,60%	99,96%
ALG	1	1,56%	1,56%	0,04%	8,40%
TOTAL	64	100,00%	100,00%		

2- NSL 256 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	3	51,97	17,68	37,73	71,75	37,7	20,01	31,96	71,98
GRIS PRINCIPAL	3	1,17	0,58	0,5	1,5	1,5	0,66	0,51	1,83
GRIS SECUNDARIO	3	2,83	0,58	2,5	3,5	2,5	0,66	2,17	3,49
HETEROGENEIDAD	3	1,33	0,58	1	2	1	0,66	0,67	1,99
GROSOR	3	1,93	0,64	1,2	2,3	2,3	0,72	1,21	2,65
TAMAÑO DEL GRANO *	3	1,5	0,43	1	1,75	1,75	0,49	1,01	1,99

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
GR	3	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	70,76%
TOTAL	3	100,00%	100,00%		

3- ASL 512 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	131	71,56	32,78	14	240,1	61,18	5,61	65,95	77,17
GRIS PRINCIPAL	131	0,84	0,75	0,5	7,5	0,5	0,13	0,71	0,97
GRIS SECUNDARIO	131	2,94	1,16	1,5	7,5	2,5	0,20	2,74	3,14
HETEROGENEIDAD	131	1,94	0,46	1	3	2	0,08	1,86	2,02
GROSOR	131	1,45	0,51	0,9	4	1,4	0,09	1,36	1,54
TAMAÑO DEL GRANO *	129	1,21	0,25	0,75	2,25	1,25	0,04	1,17	1,25

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
GR	129	98,47%	100,00%	94,59%	99,81%
ALG	2	1,53%	1,53%	0,19%	5,41%
TOTAL	131	100,00%	100,00%		

4- AED 512 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	11	143,37	31,18	100,74	191,61	100,7	18,43	124,94	161,80
GRIS PRINCIPAL	11	1,32	0,4	0,5	1,5	1,5	0,24	1,08	1,56
GRIS SECUNDARIO	11	3,86	1,69	2,5	7,5	2,5	1,00	2,86	4,86
HETEROGENEIDAD	11	2,09	0,3	2	3	2	0,18	1,91	2,27
GROSOR	11	1,13	0,28	0,9	1,5	0,9	0,17	0,96	1,30
TAMAÑO DEL GRANO *	11	1,16	0,13	1	1,25	1,25	0,08	1,08	1,24

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
GR	11	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	28,49%
TOTAL	11	100,00%	100,00%		

5- NSL 512 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	26	113,64	70,06	18,1	240,96	18,1	26,93	86,71	140,57
GRIS PRINCIPAL	26	1,4	1,22	0,5	6,5	1,5	0,47	0,93	1,87
GRIS SECUNDARIO	26	3,96	1,39	1,5	8,5	3,5	0,53	3,43	4,49
HETEROGENEIDAD	26	2,04	0,2	2	3	2	0,08	1,96	2,12
GROSOR	26	0,99	0,27	0,5	1,4	0,9	0,10	0,89	1,09
TAMAÑO DEL GRANO *	26	0,89	0,25	0,5	1,25	1	0,10	0,79	0,99

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
GR	26	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	13,23%
TOTAL	26	100,00%	100,00%		

6- PSL 512 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza

VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	2	321,09	61,82	277,37	364,8	277,4	85,68	235,41	406,77
GRIS PRINCIPAL	2	1,75	1,06	1	2,5	1	1,47	0,28	3,22
GRIS SECUNDARIO	2	6,5	1,41	5,5	7,5	5,5	1,95	4,55	8,45
HETEROGENEIDAD	2	2	0	2	2	2	NP	NP	NP
GROSOR	2	0,7	0	0,7	0,7	0,7	NP	NP	NP
TAMAÑO DEL GRANO *	2	0,65	0,07	0,6	0,7	0,6	0,10	0,55	0,75

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
GR	2	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	84,19%
TOTAL	2	100,00%	100,00%		

7- PEF 512 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	13	273,86	113,87	114,9	458,59	114,9	61,90	211,96	335,76
GRIS PRINCIPAL	13	3,73	1,92	0,5	5,5	5,5	1,04	2,69	4,77
GRIS SECUNDARIO	13	6,04	2,44	1,5	8,5	8,5	1,33	4,71	7,37
HETEROGENEIDAD	13	1,92	0,28	1	2	2	0,15	1,77	2,07
GROSOR	13	1,28	0,28	0,9	1,6	0,9	0,15	1,13	1,43
TAMAÑO DEL GRANO *	13	1,25	0,14	1	1,5	1,25	0,08	1,17	1,33

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
GR	13	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%

ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	24,71%
TOTAL	13	100,00%	100,00%		

Figura 124. Tablas con los resultados de la capa media hipointensa de la piel para los distintos parámetros estudiados; DS representa la desviación estándar, Min. el valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR textura granular, ALG textura algodonosa y NP representa “no procede” (por ser el valor de la DS igual a 0). Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ASL 256 (adultos sin lesión con FOV 256); NSL 256 (neonatos sin lesión con FOV 256); ASL 512 (adultos sin lesión con FOV 512); NSL 512 (neonatos sin lesión con FOV 512); PSL 512 (potrillos sin lesión con FOV 512); AED 512 (adultos con edema por decúbito con FOV 512); PEF 512 (potrillos con edema y hemorragia por fractura con FOV 512); IS (intensidad de señal).

Visto todo lo expuesto hasta aquí, y teniendo en cuenta los valores de grosor de corte y el espacio entre los mismos, tal y como están señalados en el apartado de material y métodos, la **IRM de la capa media de la piel en T1**, obtenida mediante la secuencia de pulsos convencional SE, se puede describir, para cada grupo de animales estudiado, utilizando los parámetros analizados en este trabajo, de la forma que se expone a continuación:

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 256:

Animales adultos sin lesión. Se trata de una estructura con un valor de IS media de en torno a 49 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 1,11 y uno secundario de 2,79. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,7, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se reparte, entre algodonosa y granular, con una frecuencia de 1,56% y 98,5% respectivamente, presentando el grano de la imagen, en esta última, un diámetro medio de 1,56mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 2,13mm.

Animales neonatos sin lesión. El valor de IS media fue de en torno a 52 unidades aproximadamente, el gris principal tuvo un valor medio de tono de 1,17 y el secundario de 2,83. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,33, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,5mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,93mm.

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 512:

Animales adultos sin lesión. Presenta un valor de IS media de en torno a 71 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 0,84 y uno secundario de 2,94. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,94, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se reparte, entre algodonosa y granular, con una frecuencia del 1,5% y 98,5% respectivamente, presentando el grano de la imagen, en esta última, un diámetro medio de 1,21mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,45mm.

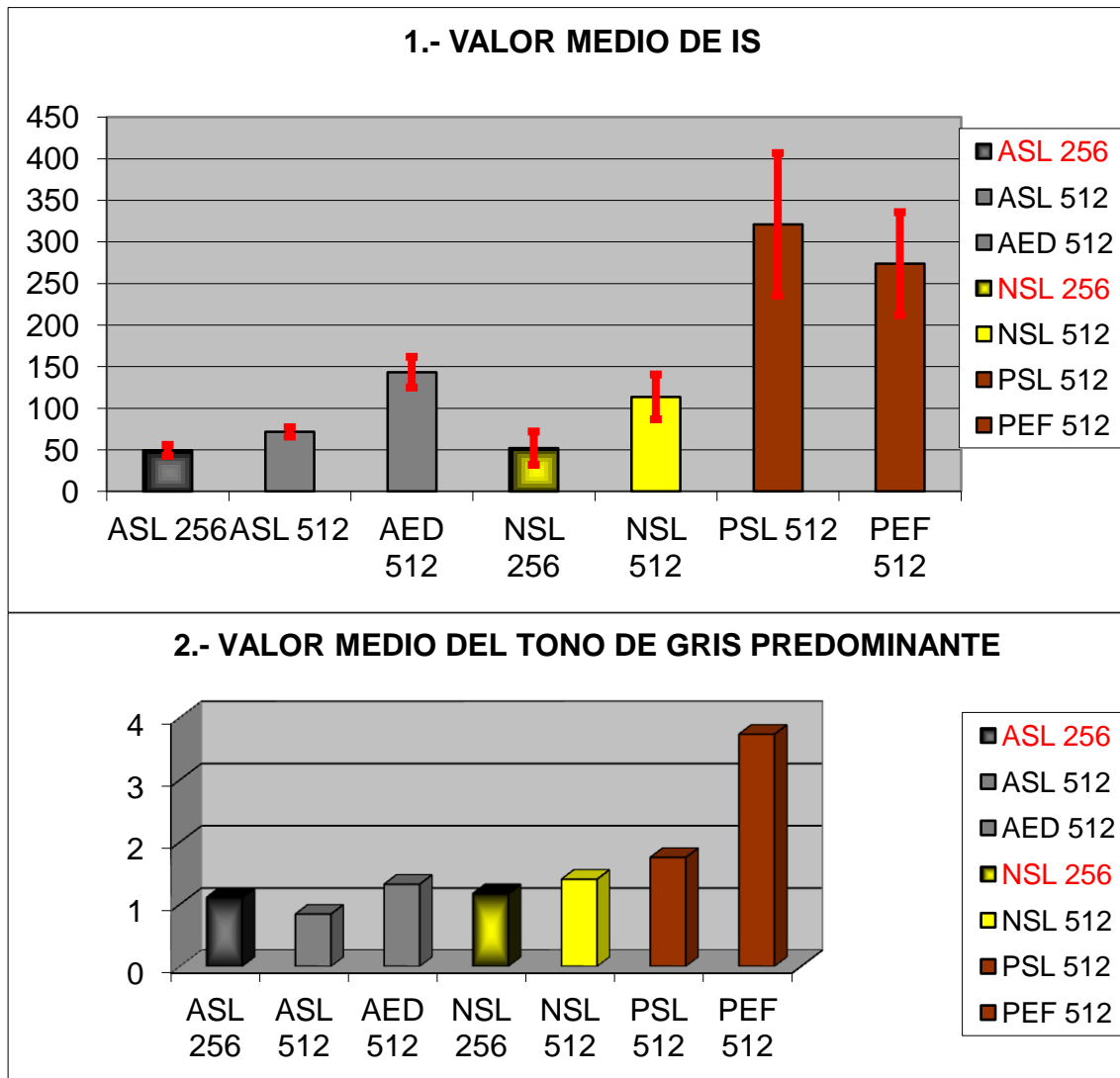
Animales adultos con edema por decúbito. El valor de IS media fue de en torno a 143 unidades aproximadamente, el valor medio de tono del gris principal fue de 1,32 y el del secundario de 3,86. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2,09, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,16mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,13mm.

Animales neonatos sin lesión. Presenta un valor de IS media de en torno a 113 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 1,4 y uno secundario de 3,96. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2,04, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 0,89mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 0,99mm.

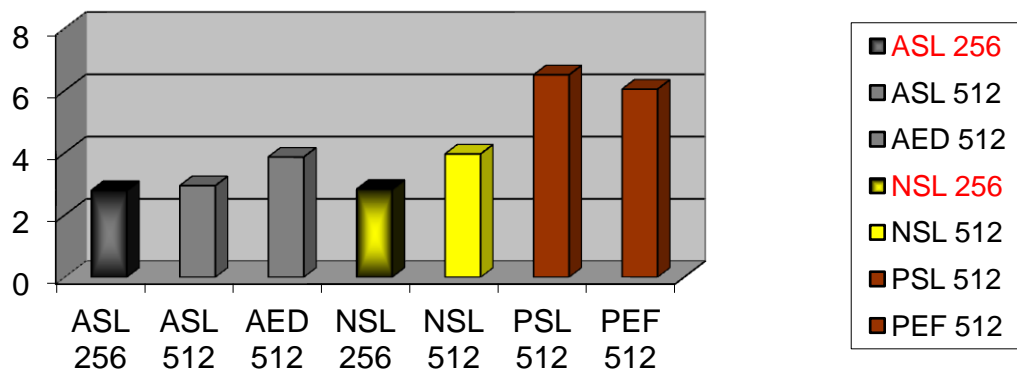
Potrillos sin lesión. Encontramos un valor de IS media de en torno a 321 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 1,75 y uno secundario de 6,5. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 0,65mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 0,7mm.

Potrillos con edema por fractura. Presenta un valor de IS media de en torno a 274 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 3,73 y uno secundario de 6,04. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,92, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,25mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,28mm.

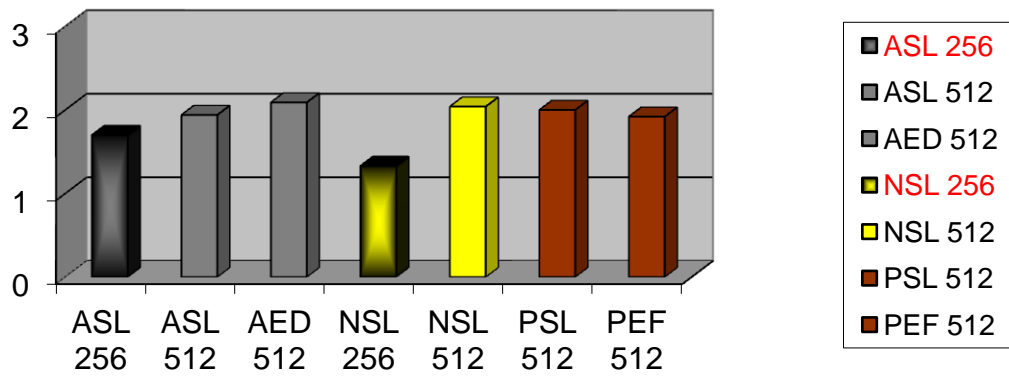
Los resultados para los distintos parámetros estudiados en esta estructura, reflejados en las tablas de la Figura 124, podemos verlos representados de forma gráfica en la Figura 125.



3.- VALOR MEDIO DEL TONO DE GRIS SECUNDARIO



4.- HETEROGENEIDAD DE LA IS



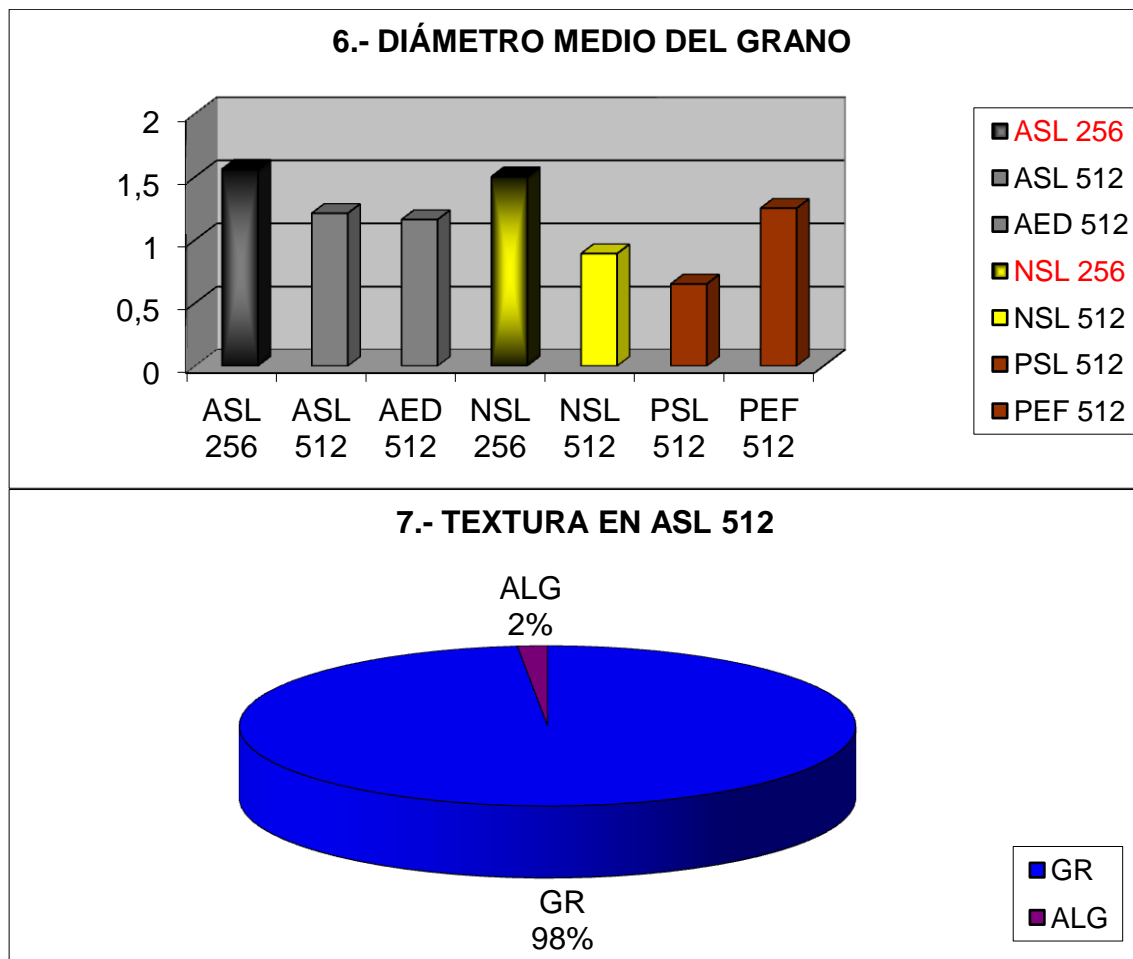


Figura 125. Representación gráfica de la comparación de las medias de los resultados obtenidos en los distintos parámetros estudiados en función del grupo al que pertenecen las imágenes; en la gráfica 1 se representan los intervalos de confianza para cada media; DS representa la desviación estándar, Min. el valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR textura granular, ALG textura algodonosa y NP representa “no procede” (por ser el valor de la DS igual a 0). Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ASL 256 (adultos sin lesión con FOV 256); NSL 256 (neonatos sin lesión con FOV 256); ASL 512 (adultos sin lesión con FOV 512); NSL 512 (neonatos sin lesión con FOV 512); PSL 512 (potrillos sin lesión con FOV 512); AED 512 (adultos con edema por decúbito con FOV 512); PEF 512 (potrillos con edema y hemorragia por fractura con FOV 512); IS (intensidad de señal).

Cuando comparamos las gráficas del valor medio de la intensidad de señal de la capa externa (gráfico 1 de la Figura 121) y de la capa media (gráfico 1 de la Figura 125) observamos que, en todos los grupos, el valor es menor en la capa media, como era de esperar; no obstante, la relación entre las intensidades de señal de ambas capas dentro de cada grupo es muy similar. En la valoración de la intensidad de señal a través de los tonos de gris observados (gráficas 2 y 3 de la Figura 125) vemos que, a diferencia de la capa externa, aquí no en todos los grupos se cumple la relación de que cuanto mayor es el gris principal o predominante, mayor es el tono de gris secundario o minoritario. En el grupo de potrillos con edema por fractura, el gris secundario o minoritario tiene una menor intensidad de señal que el gris predominante.

Cuando analizamos la observación subjetiva de la heterogeneidad (gráfica 4, Figura 111), vemos que, mientras en la capa externa, la mayor heterogeneidad se da en los grupos con lesión a ese nivel, en la capa media, los potrillos con fractura vuelven a romper la tendencia.

En la gráfica 5 de la Figura 125, en la capa media, al igual que ocurría en la capa externa, los dos grupos, cuyas imágenes se obtuvieron con una menor matriz de adquisición y un menor FOV, dieron lugar a unas mediciones de grosor mucho mayores que las de las imágenes con mayor matriz, resolución y FOV. En relación con la capa externa, el grosor de la capa media es muy similar al de aquella, aunque, en general, se observa ligeramente menor cuando se mide en la IRM.

En cuanto al diámetro del grano en las áreas con textura granular, sigue un patrón de tamaño en función del grupo de edad y de la lesión en la zona, muy similar al de la capa externa, aunque ligeramente menor.

Por último, diremos que, en esta capa media, al igual que en la externa, todos los grupos presentaban, en un 100% de los casos, una textura o aspecto granular de la misma, con la excepción de los adultos sin lesión, que presentaban un pequeño porcentaje de casos en los que el aspecto o textura se clasificó como algodonoso (gráfica 7, Figura 125).

5.1.1.1.C. CAPA INTERNA

La capa interna presenta una apariencia hiperintensa en relación con la capa media, aunque no aparece como una línea tan homogénea como la capa externa (Figura 126). Se dispone internamente a la capa media y une esta última al resto de las estructuras situadas por debajo de la piel. Es la capa más difícil de evaluar y no se puede valorar en todas las imágenes aptas para la valoración y el estudio de las capas externa y media (Figura 127).

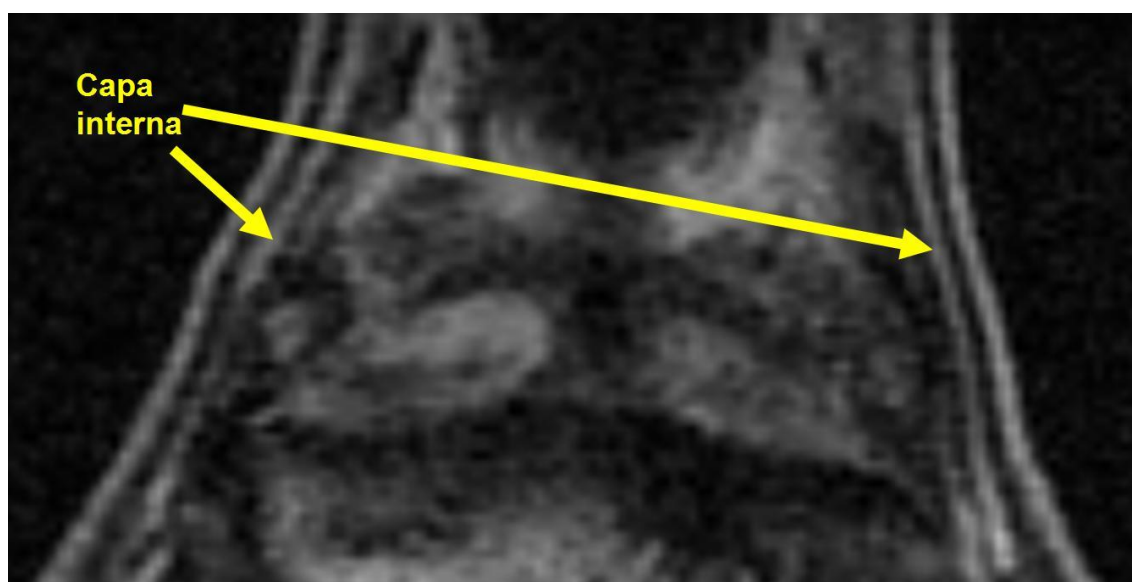


Figura 126. Imagen potenciada en T1 SE de un corte coronal de la mitad distal de la cuartilla de un caballo adulto en la que se señala la capa interna de la piel.



Figura 127. Representación gráfica del porcentaje de imágenes de RM, según su FOV, potenciadas en T1 SE, aptas para la valoración de la capa interna de la piel, en las que previamente se pudo valorar la capa externa.

Los resultados tabulados de los distintos parámetros estudiados se muestran en la Figura 128. Para esta capa de la piel no se obtuvieron datos válidos del grupo de neonatos sin lesión con FOV 256.

1- ASL 256 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	27	69,50	38,98	40,36	203,45	40,4	14,70	54,79	84,20

GRIS PRINCIPAL	27	2,54	1,25	1	6,5	2,5	0,47	2,07	3,01
GRIS SECUNDARIO	27	1,59	1,16	0	5,5	1,5	0,44	1,15	2,03
HETEROGENEIDAD	27	1,59	0,50	1	2	2	0,19	1,40	1,78
GROSOR	27	2,00	1,51	0,9	9	2,3	0,57	1,43	2,57
TAMAÑO DEL GRANO *	27	1,97	0,33	1,5	2,5	2	0,13	1,85	2,10

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
GR	27	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
ALG	27	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	27	100,00%	100,00%		

2-ASL 512 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	91	134,75	51,58	60,38	301,91	60,38	10,60	124,15	145,35
GRIS PRINCIPAL	91	4,07	1,8	1,5	8,5	3,5	0,37	3,70	4,44
GRIS SECUNDARIO	91	1,92	0,92	0,5	5	1,5	0,19	1,73	2,11
HETEROGENEIDAD	91	1,8	0,43	1	3	2	0,09	1,71	1,89
GROSOR	91	1,08	0,27	0,4	1,8	0,9	0,06	1,02	1,14
TAMAÑO DEL GRANO *	91	2,22	0,34	1	3	2	0,07	2,15	2,29

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	91	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
TOTAL	91	100,00%	100,00%		

3- AED 512 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	13	277,94	57,28	137,71	382,59	137,7	31,14	246,80	309,08
GRIS PRINCIPAL	13	7,5	2,08	4,5	10,5	8,5	1,13	6,37	8,63
GRIS SECUNDARIO	13	3,19	1,32	1,5	5,5	2,5	0,72	2,47	3,91
HETEROGENEIDAD	13	2,31	0,48	2	3	2	0,26	2,05	2,57
GROSOR	13	11,12	6,55	1,5	21,1	1,5	3,56	7,56	14,68
TAMAÑO DEL GRANO *	13	1,25	0,14	1	1,5	1,25	0,08	1,17	1,33

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	13	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
TOTAL	13	100,00%	100,00%		

4-NSL 512 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	25	150,78	92,49	22,04	324,48	22,04	36,26	114,52	187,04
GRIS PRINCIPAL	25	5,94	1,39	2,5	8,5	5,5	0,54	5,40	6,48
GRIS SECUNDARIO	25	2,66	1,11	1,5	5,5	2,5	0,44	2,22	3,10
HETEROGENEIDAD	25	1,92	0,28	1	2	2	0,11	1,81	2,03
GROSOR	25	0,86	0,17	0,5	1,4	0,9	0,07	0,79	0,93
TAMAÑO DEL GRANO *	25	1,92	0,34	1	2,5	2	0,13	1,79	2,05

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	25	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
TOTAL	25	100,00%	100,00%		

5- PSL 512 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	5	255,77	98,1	138,27	405,35	138,3	85,99	169,78	341,76
GRIS PRINCIPAL	5	6,7	3,27	2,5	11,5	2,5	2,87	3,83	9,57
GRIS SECUNDARIO	5	3,9	1,95	1,5	6,5	4,5	1,71	2,19	5,61
HETEROGENEIDAD	5	1,8	0,45	1	2	2	NP	NP	NP
GROSOR	5	1,16	0,31	0,9	1,5	0,9	NP	NP	NP
TAMAÑO DEL GRANO *	5	2,1	0,42	1,5	2,5	2	0,37	1,73	2,47

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	5	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
TOTAL	5	100,00%	100,00%		

6- PEF 512 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza

							de confianza	confianza	de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	8	553,33	154,25	339,09	735,57	339,1	106,89	446,44	660,22
GRIS PRINCIPAL	8	12,5	1,93	8,5	13,5	13,5	1,34	11,16	13,84
GRIS SECUNDARIO	8	4,63	0,99	3,5	5,5	5,5	0,69	3,94	5,32
HETEROGENEIDAD	8	2,25	0,71	1	3	2	0,49	1,76	2,74
GROSOR	8	7,84	1,94	3,3	9,9	8,2	1,34	6,50	9,18
TAMAÑO DEL GRANO *	8	1,63	0,58	1	2,7	1,6	0,4	1,23	2,03

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	8	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
TOTAL	8	100,00%	100,00%		

Figura 128. Tablas con los resultados de la capa interna hiperintensa de la piel para los distintos parámetros estudiados; DS representa la desviación estándar, Min. el valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR textura granular, ALG textura algodonosa y NP representa “no procede” (por ser el valor de la DS igual a 0). Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ASL 256 (adultos sin lesión con FOV 256); ASL 512 (adultos sin lesión con FOV 512); NSL 512 (neonatos sin lesión con FOV 512); PSL 512 (potrillos sin lesión con FOV 512); AED 512 (adultos con edema por decúbito con FOV 512); PEF 512 (potrillos con edema y hemorragia por fractura con FOV 512); IS (intensidad de señal).

Visto todo lo expuesto hasta aquí, y teniendo en cuenta los valores de grosor de corte y el espacio entre los mismos, tal y como están señalados en el apartado de material y métodos, la **IRM de la capa interna de la piel en T1** y obtenida mediante la secuencia de pulsos convencional SE, se puede describir, para cada grupo de animales estudiado, utilizando los parámetros analizados en este trabajo de la forma que se expone a continuación:

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 256:

Animales adultos sin lesión. Se trata de una estructura con un valor de IS media de en torno a 69 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 2,54 y uno secundario de 1,59. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,59, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,97mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 2mm.

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 512:

Animales adultos sin lesión. Presenta un valor de IS media de en torno a 135 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 4,07 y uno secundario de 1,92. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,8, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 2,22mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,08mm.

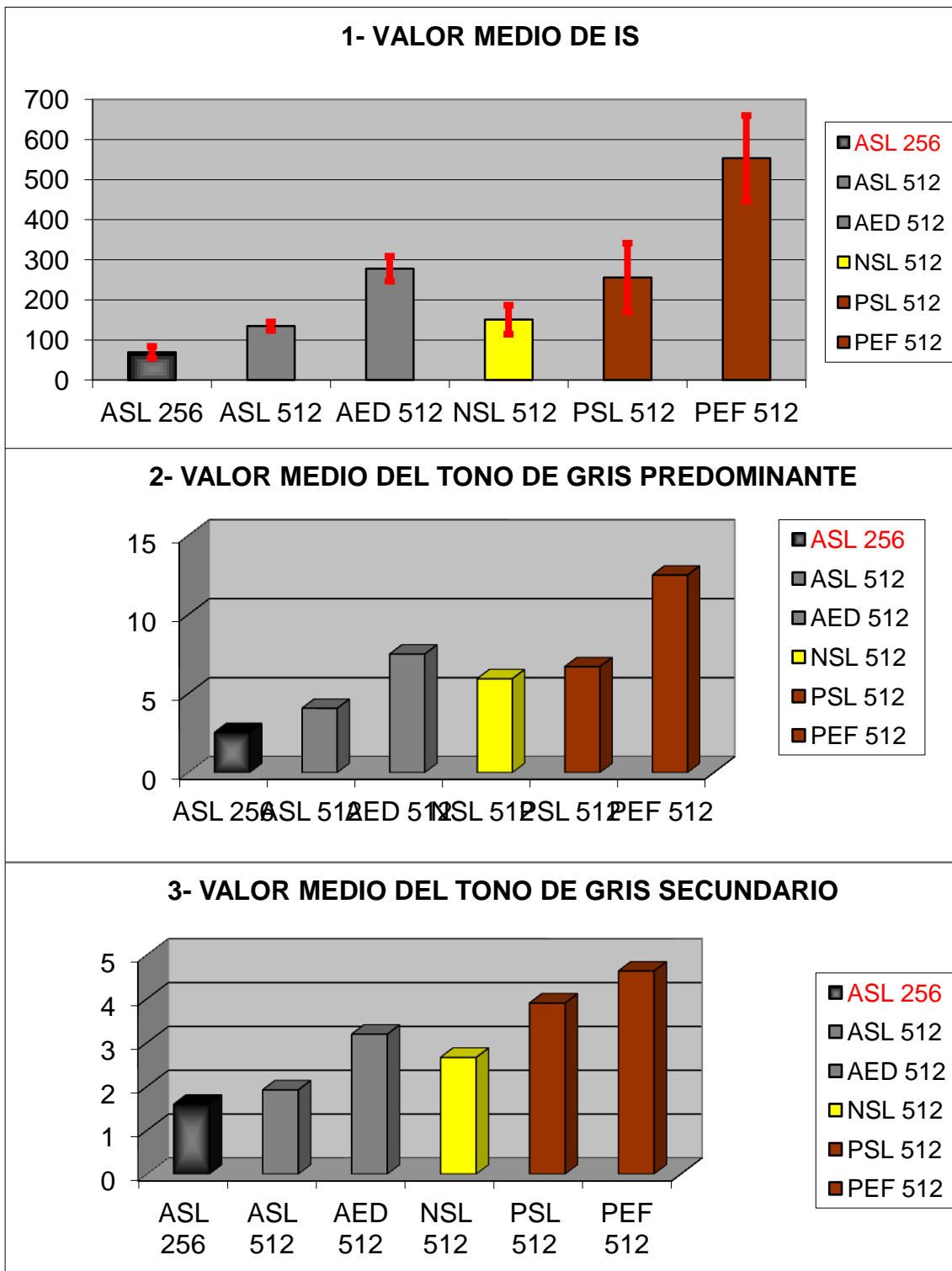
Animales adultos con edema por decúbito. El valor de IS media fue de en torno a 278 unidades aproximadamente, el gris principal tenía un valor medio de tono de 7,5 y el secundario de 3,19. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2,31, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,25mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 11,12mm.

Animales neonatos sin lesión. La IS media tenía un valor de en torno a 151 unidades aproximadamente, el gris principal un valor medio de tono de 5,94 y el secundario de 2,66. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,92, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,92mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 0,86mm.

Potrillos sin lesión. Presenta un valor de IS media de en torno a 256 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 6,7 y uno secundario de 3,9. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,8, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 2,1mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,16mm.

Potrillos con edema por fractura. El valor de IS media era de en torno a 553 unidades aproximadamente, el valor medio de tono del gris principal era de 12,5 y el del secundario de 4,63. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2,25, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,63mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 7,84mm.

Los resultados para los distintos parámetros estudiados en esta estructura, reflejados en las tablas de la Figura 128, podemos verlos representados de forma gráfica en la Figura 129.



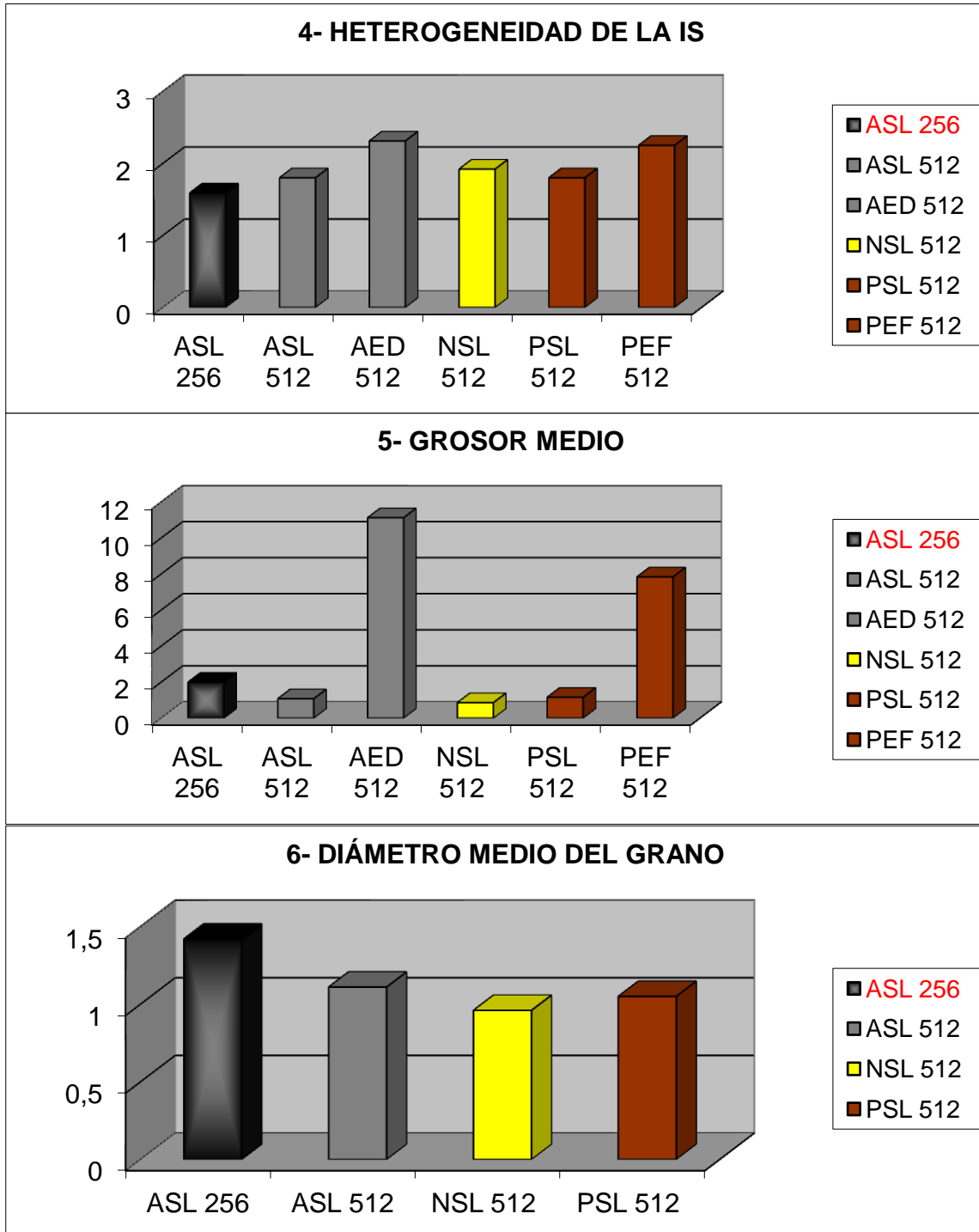




Figura 129. Representación gráfica de la comparación de las medias de los resultados obtenidos en los distintos parámetros estudiados, para la capa interna, en función del grupo al que pertenecen las imágenes; en la gráfica 1 se representan los intervalos de confianza para cada media; DS representa la desviación estándar, Min. el valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR textura granular, ALG textura algodonosa y NP representa “no procede” (por ser el valor de la DS igual a 0). Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ASL 256 (adultos sin lesión con FOV 256); ASL 512 (adultos sin lesión con FOV 512); NSL 512 (neonatos sin lesión con FOV 512); PSL 512 (potrillos sin lesión con FOV 512); AED 512 (adultos con edema por decúbito con FOV 512); PEF 512 (potrillos con edema y hemorragia por fractura con FOV 512); IS (intensidad de señal).

De los resultados expuestos, cabe destacar que la mayor IS se recogió en los grupos con lesiones que afectaban a la piel (Figura 129, gráfica 1); de igual manera, los tonos más claros de gris, tanto primario como secundario, se dieron en estos dos grupos (Figura 129, gráfica 2 y 3). La heterogeneidad de la IS también fue ligeramente mayor en los animales con afecciones en la piel (Figura 129, gráfica 4) y, sobre todo, el grosor de esta capa era mucho mayor para estos animales que para los que no presentaban lesión diagnosticada en la piel, además de que, para estos mismos grupos de adultos y potrillos con edema, el grosor medio de la capa interna era muy superior a los de la de la externa o la media (Figura 129, gráficas 5); sin embargo, el diámetro del grano fue mayor en el grupo de imágenes obtenidas con FOV 256; 256 que en el resto de los grupos (Figura 129, gráfica 6). Para esta capa, en esta potenciación, la textura observada en todos los casos fue granular (Figura 129, gráfica 7).

5.1.1.1.D. RUIDO

El total de las imágenes estudiadas fueron aptas para la valoración de la señal producida por el aire y los resultados según la potenciación utilizada se exponen en las tablas de la Figura 131.

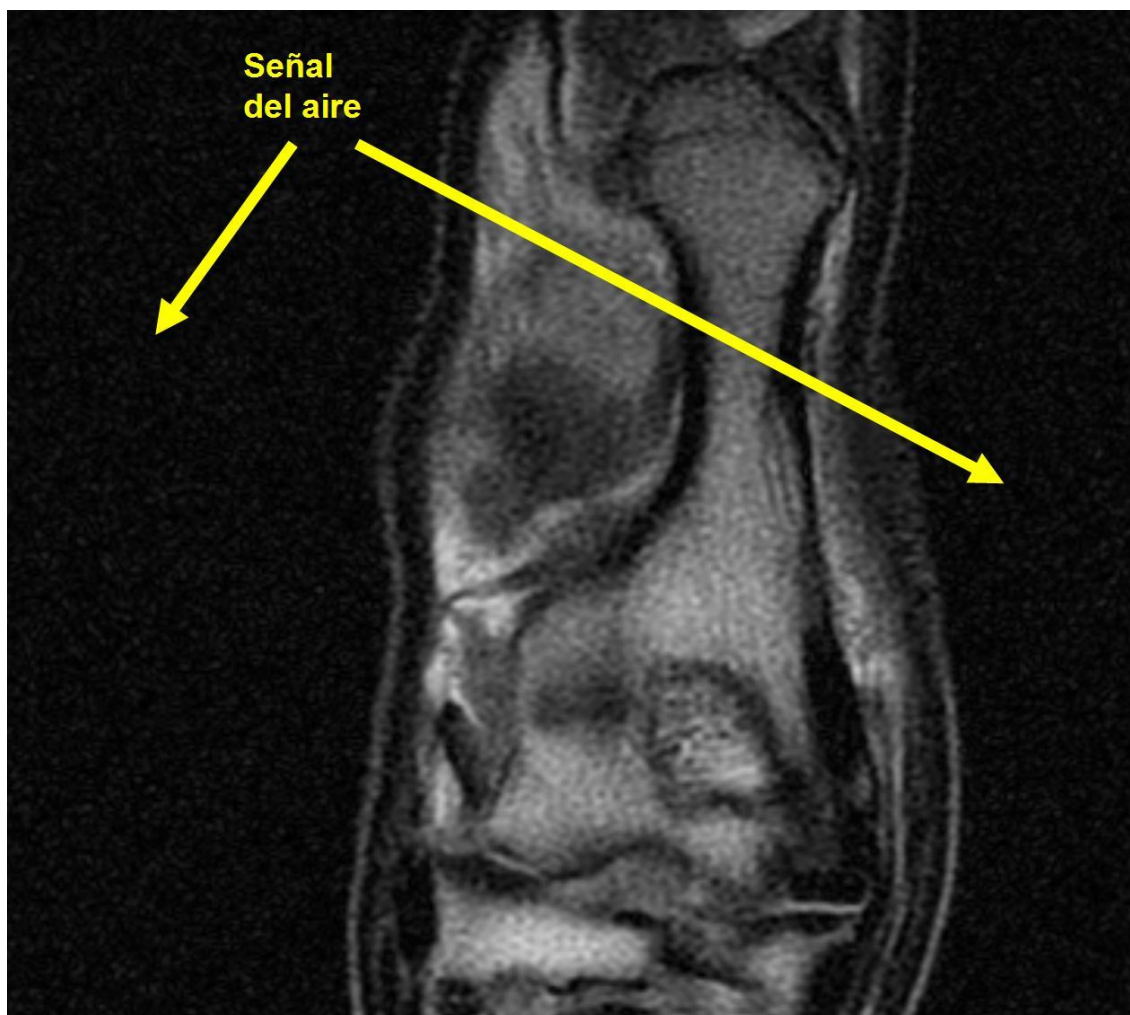


Figura 130. Imagen potenciada en T1 SE de un corte coronal del tarso de un caballo adulto, en la que se señala la zona de aire en la que se origina cierta intensidad de señal.

1- RUIDO DEL AIRE 256 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	76	18,34	6,58	2,73	33,33	2,73	1,48	16,86	19,82
GRIS PRINCIPAL	77	0,60	0,38	0	2	0,5	0,08	0,52	0,68
GRIS SECUNDARIO	77	2,84	1,19	0	7,5	2,5	0,26	2,58	3,11

HETEROGENEIDAD	76	2,22	0,53	1	3	2	0,12	2,10	2,34
TAMAÑO DEL GRANO *	77	1,68	0,50	0	3	1,5	0,11	1,57	1,79

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	76	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	76	100,00%	100,00%		

2- RUIDO DEL AIRE 512 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	181	34,41	12,72	6,14	64,45	14,3	1,85	32,56	36,26
GRIS PRINCIPAL	181	0,47	0,15	0	1,5	0,5	0,02	0,45	0,49
GRIS SECUNDARIO	181	3,11	1,30	1,5	8,5	2,5	0,19	2,92	3,30
HETEROGENEIDAD	179	2,64	0,59	1	6	3	0,09	2,56	2,73
TAMAÑO DEL GRANO *	181	1,09	0,22	0,6	1,75	1	0,03	1,06	1,12

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	181	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	181	100,00%	100,00%		

Figura 131. Tablas con los resultados obtenidos a partir del aire en las imágenes potenciadas en T1 SE para los distintos parámetros estudiados; DS representa la desviación estándar, Min. el valor

mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR textura granular, ALG textura algodonosa, LISA textura lisa. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). RUIDO DEL AIRE 256 son los resultados provenientes de las imágenes con un FOV de 256; 256 y RUIDO DEL AIRE 512 el equivalente para las imágenes con FOV de 512; 512; IS (intensidad de señal).

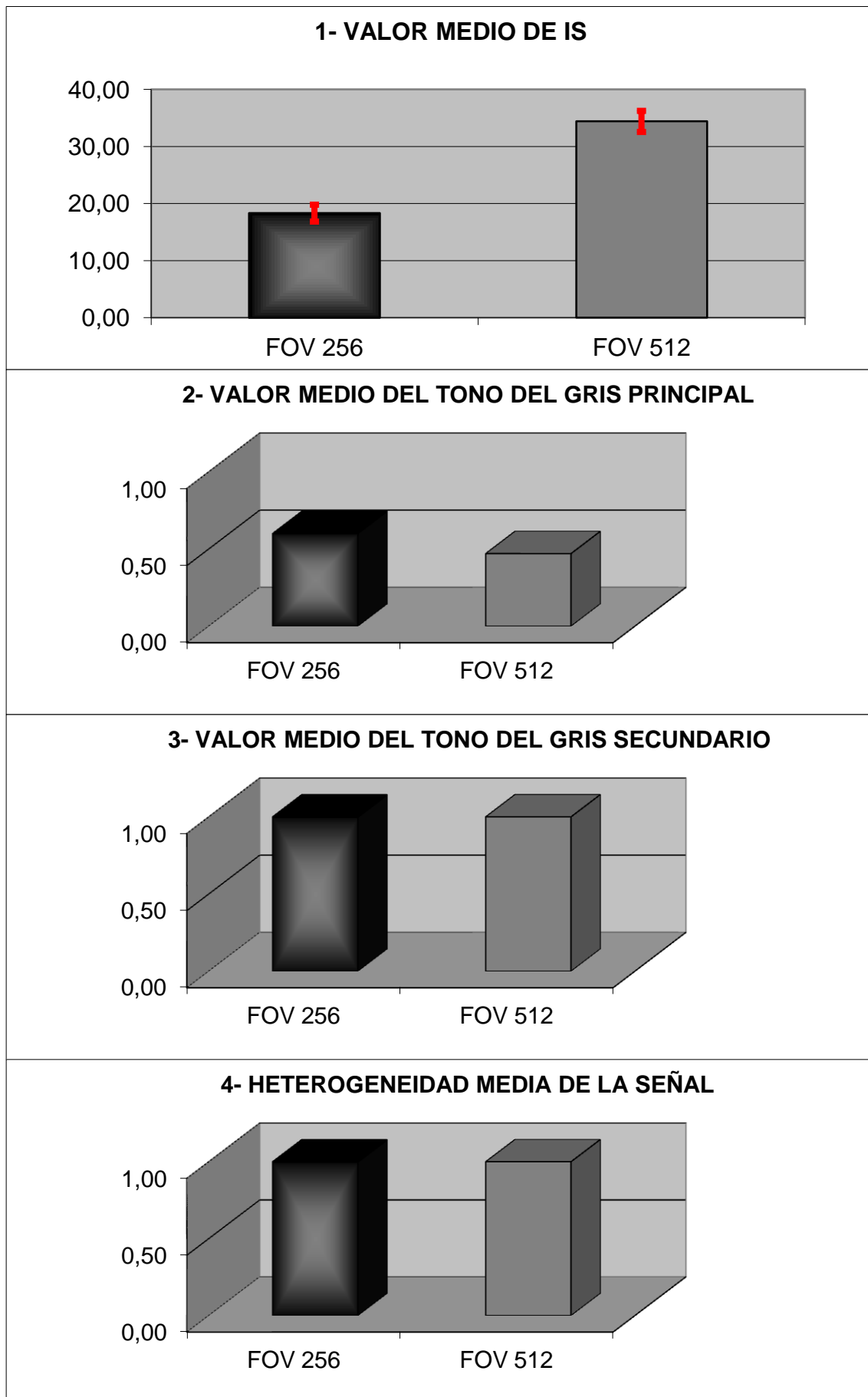
Visto todo lo expuesto hasta aquí, y teniendo en cuenta los valores de grosor de corte y el espacio entre los mismos, tal y como están señalados en el apartado de material y métodos, la **IRM de la señal del aire circundante en T1**, obtenida mediante la secuencia de pulsos convencional SE, se puede describir, utilizando los parámetros analizados en este trabajo, de la forma que se expone a continuación:

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 256:

Se trata de un espacio de la imagen con un valor de IS media de en torno a 18 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 0,6 y uno secundario de 2,84. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2,22, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,68mm.

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 512:

Este espacio de la imagen presenta un valor de IS media de en torno a 34 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 0,47 y uno secundario de 3,11. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2,64, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,09mm.



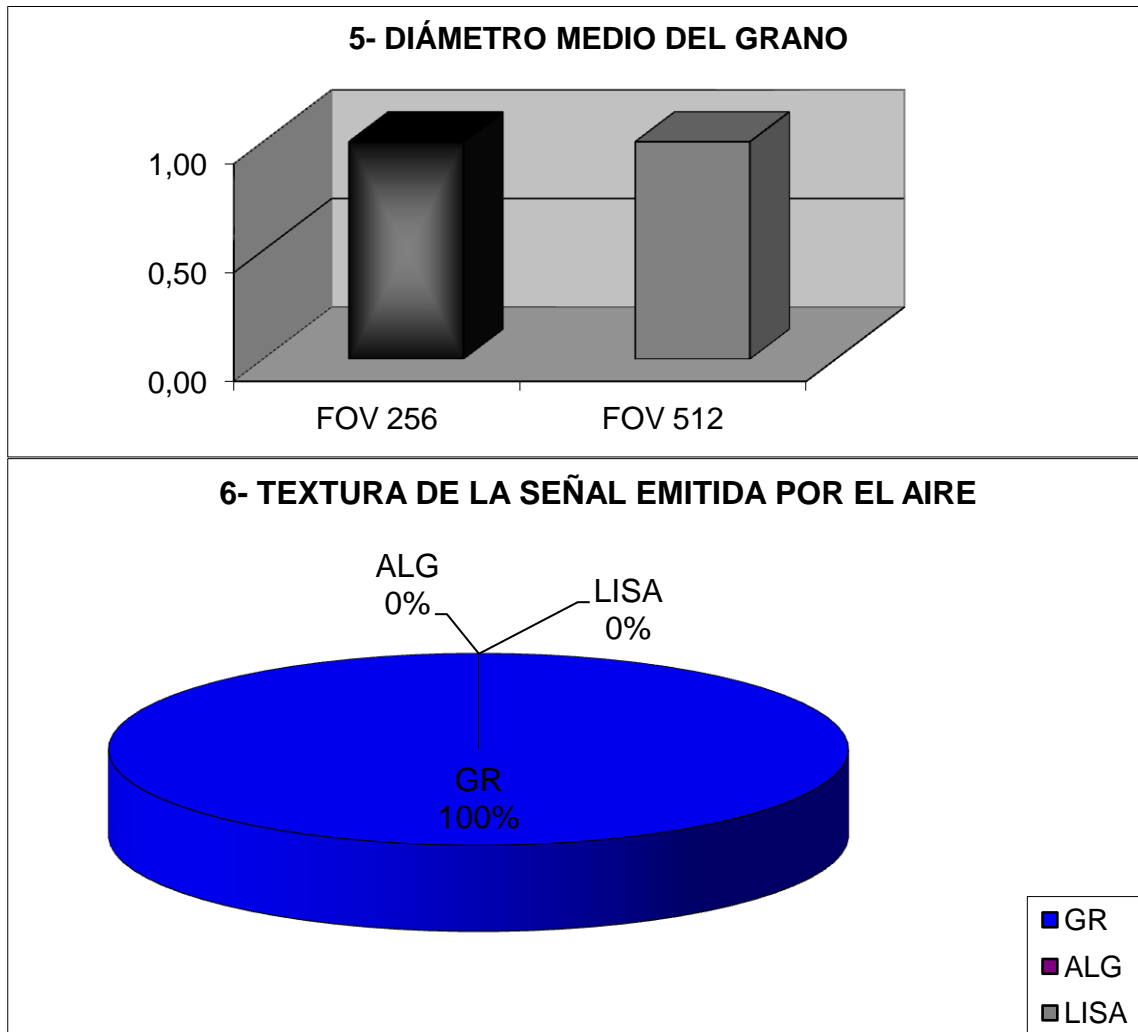


Figura 132. Representación gráfica de las medias de los datos representados en las tablas de la Figura 131, comparando los dos grupos de imágenes potenciadas en T1 SE según su mayor o menor FOV y matriz; en la gráfica 1, se representan los intervalos de confianza para cada media. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). IS (intensidad de señal); GR (textura granular); ALG (textura algodonosa); LISA (textura lisa).

Se observa que las imágenes con un mayor FOV y matriz presentan más ruido, que se aprecia también de forma subjetiva en los tonos de gris principal y secundario, además de ir acompañada de una mayor heterogeneidad; sin embargo, el tamaño del grano sigue siendo superior en las imágenes con un mayor tamaño de vóxel y menor matriz.

5.1.1.1.E. OTRAS OBSERVACIONES SOBRE LAS IMÁGENES POTENCIADAS EN T1 SE DE LA PIEL.

En contadas ocasiones, se puede observar una cuarta capa más externa, muy tenue y fina, separada de la capa de alta intensidad de señal por una zona de intensidad de

señal que, a la observación subjetiva, es equiparable al ruido del aire circundante (Figura 133).

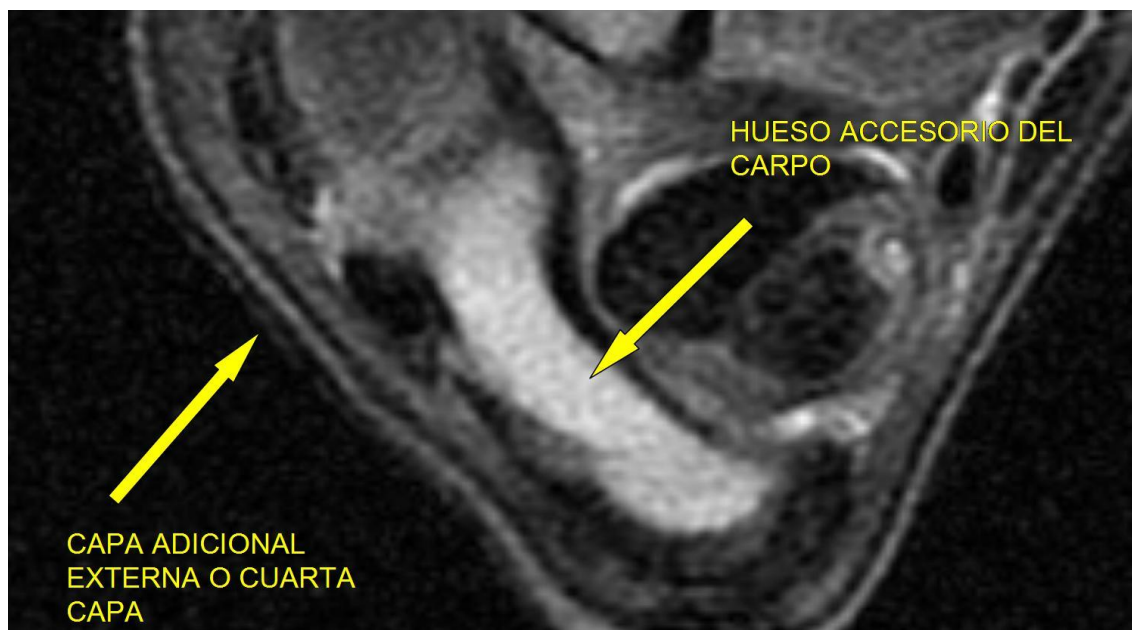


Figura 133. Imagen transversal, potenciada en T1 SE, de la mitad plamar del carpo de un adulto a nivel del hueso accesorio. Se puede observar la tenue cuarta capa y una zona, entre ella y la capa externa de la piel propiamente dicha, que daría lugar una IS no diferenciable del ruido emitido por el aire.

Esta cuarta capa exterior, también la hemos visto, con mayor entidad aún, en algunas imágenes obtenidas a partir neonatos (Figura 134).



Figura 134. Corte coronal potenciado en T1 SE del casco y la cuartilla de un neonato.

En la Figura 134, se puede observar también como la capa hiperintensa de la piel, que desde el tercio medio de la cuartilla se va engrosando progresivamente, se continúa con el corion coronario. La capa hipointensa subyacente parece engrosarse también en dirección distal aunque, a simple vista, parece hacerlo en menor medida. Proximalmente al corion coronario, y más claramente en el lado izquierdo, podemos observar como parece existir un desdoblamiento de la capa hiperintensa o externa, que se continúa con aquel, aparentando tener dos capas a su vez, una un poco más intensa, externa, y otra un poco menos intensa, interna.

En la Figura 135 y Figura 136, también obtenidas a partir de un neonato, se distingue nuevamente esta capa periférica inconstante.

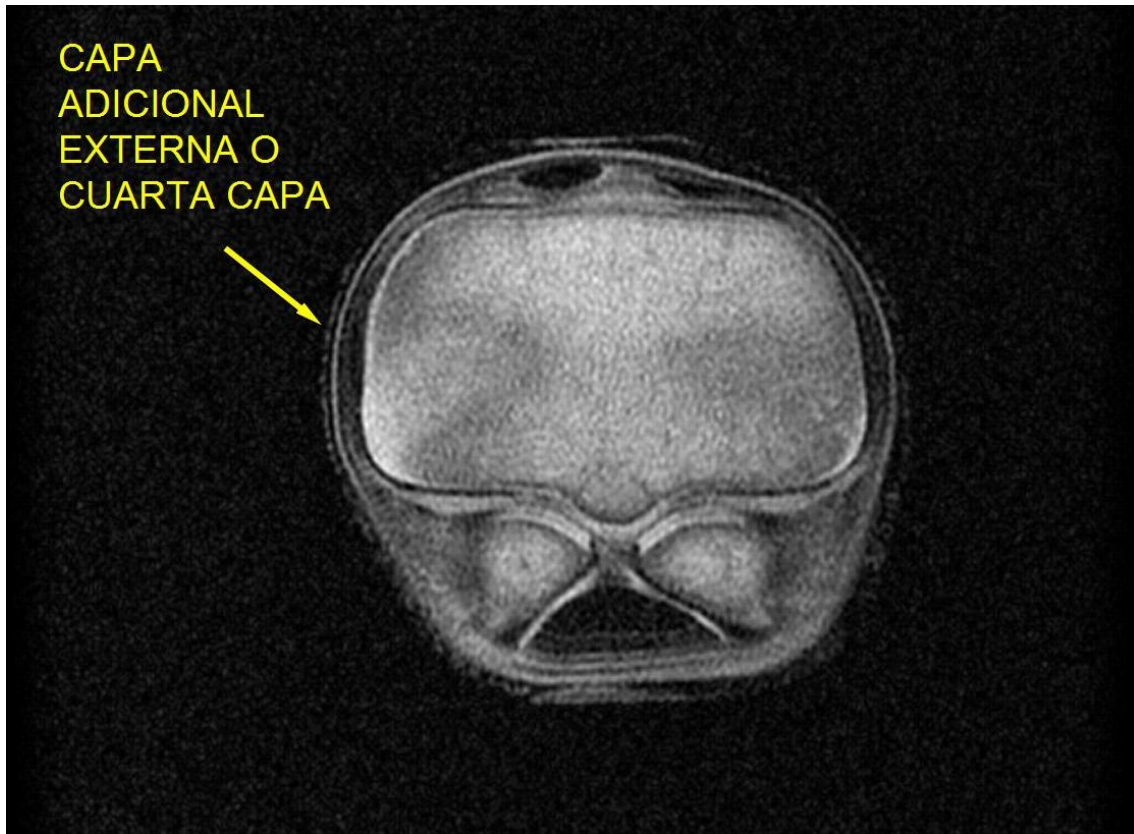


Figura 135. Corte transversal potenciado en T1 SE del menudillo de un neonato.



Figura 136. Corte coronal del menudillo de un neonato potenciado en T1 SE.

Como consecuencia de la presencia de esta cuarta capa adicional, hay imágenes de neonatos en las que es necesario comparar planos distintos de la misma región, con el fin de no confundirla con la capa externa propiamente dicha de la piel.

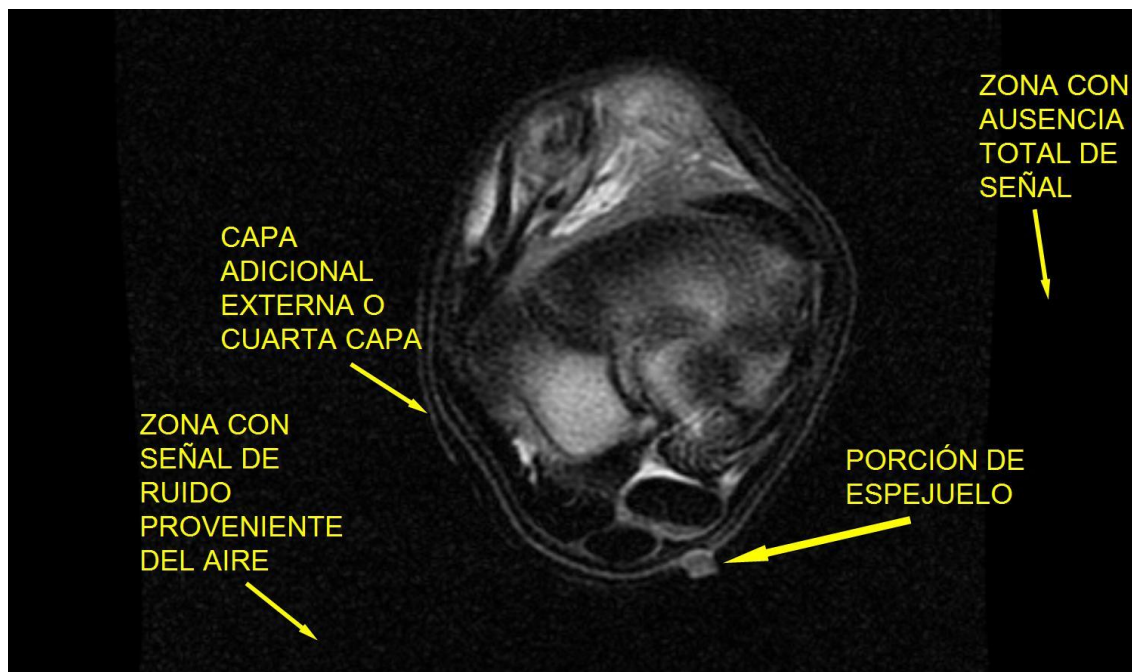


Figura 137. Corte transversal potenciado en T1 SE, de la extremidad posterior de un adulto, a nivel de la articulación tarsometatarsiana.

En los estudios realizados en cortes transversales, es donde hemos encontrado un mayor número de imágenes, dentro de cada serie, en las que se podían valorar las capas de la piel. En la Figura 137, observamos que las capas de la piel se pueden valorar en gran parte del perímetro y, además, podemos ver también cómo se relacionan estas capas con el anejo cutáneo denominado espejuelo (*torus tarsiano*). Es interesante también observar en esta figura cómo el aire da lugar a cierto grado de señal, y como pueden aparecer ciertas zonas con ausencia total de la misma.

La capa media o de baja intensidad de la piel, dependiendo de su localización, en ocasiones, es muy difícil de distinguir de otras zonas adyacentes, también de baja intensidad, como el TFDS a la altura de la cuartilla, debido a la poca entidad y escasa señal de la capa interna (Figura 138); sin embargo, incluso a este nivel, dependiendo de si el plano de corte se sitúa justo en el centro (sagital puro o sagital situado axialmente) o se desplaza lateral o medialmente, podemos encontrar imágenes en las que estén bien delimitadas las tres capas de la piel (Figura 139).

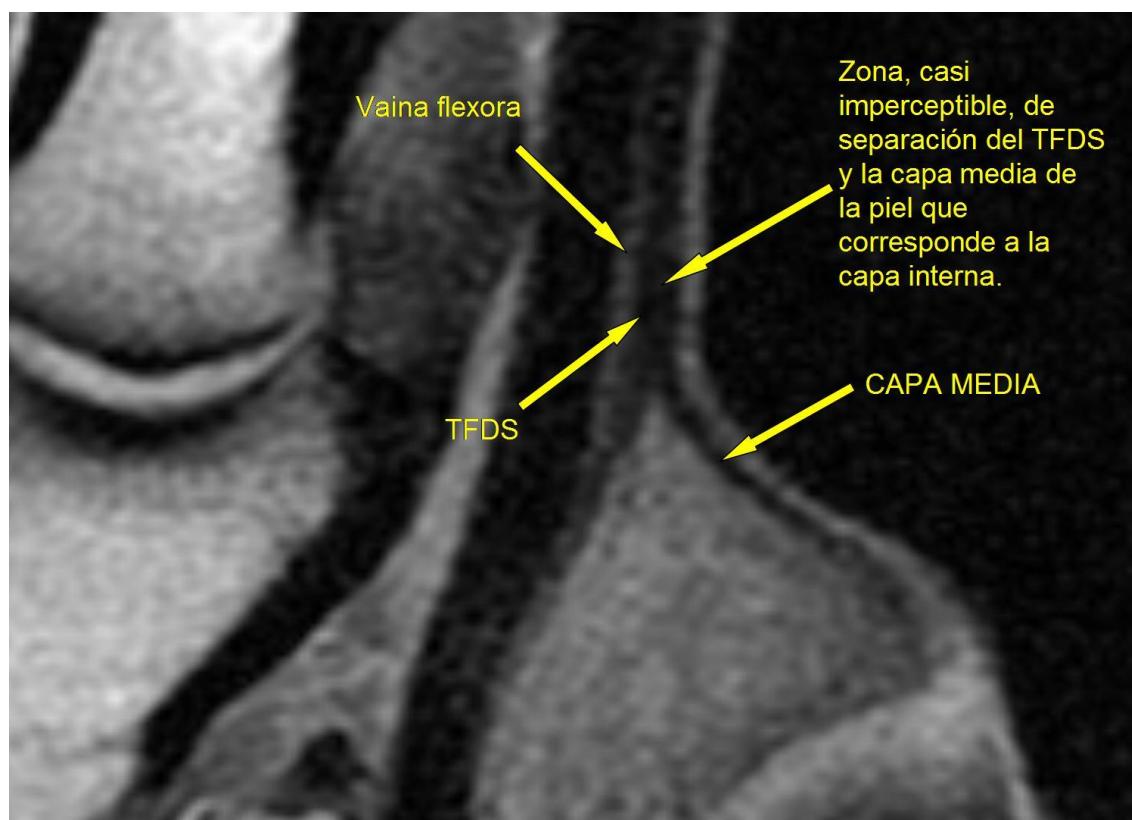


Figura 138. Corte, en el plano sagital, de la parte palmar de la cuartilla de un caballo adulto portenciado en T1 SE.



Figura 139. Corte, en el plano sagital, de la parte palmar de la cuartilla de un caballo adulto portenciado en T1 SE. Este corte está más desplazado del plano sagital, puramente dicho, que el de la Figura 138.

En la parte dorsal de la cuartilla, lo habitual es que no se diferencie la capa hipointensa o media de la piel del tendón extensor digital común, y que sólo se discrimine la capa hiperintensa externa de aquella; no obstante, en algunas ocasiones, se puede discriminar el tendón extensor digital común de las tres capas de la piel (Figura 140).

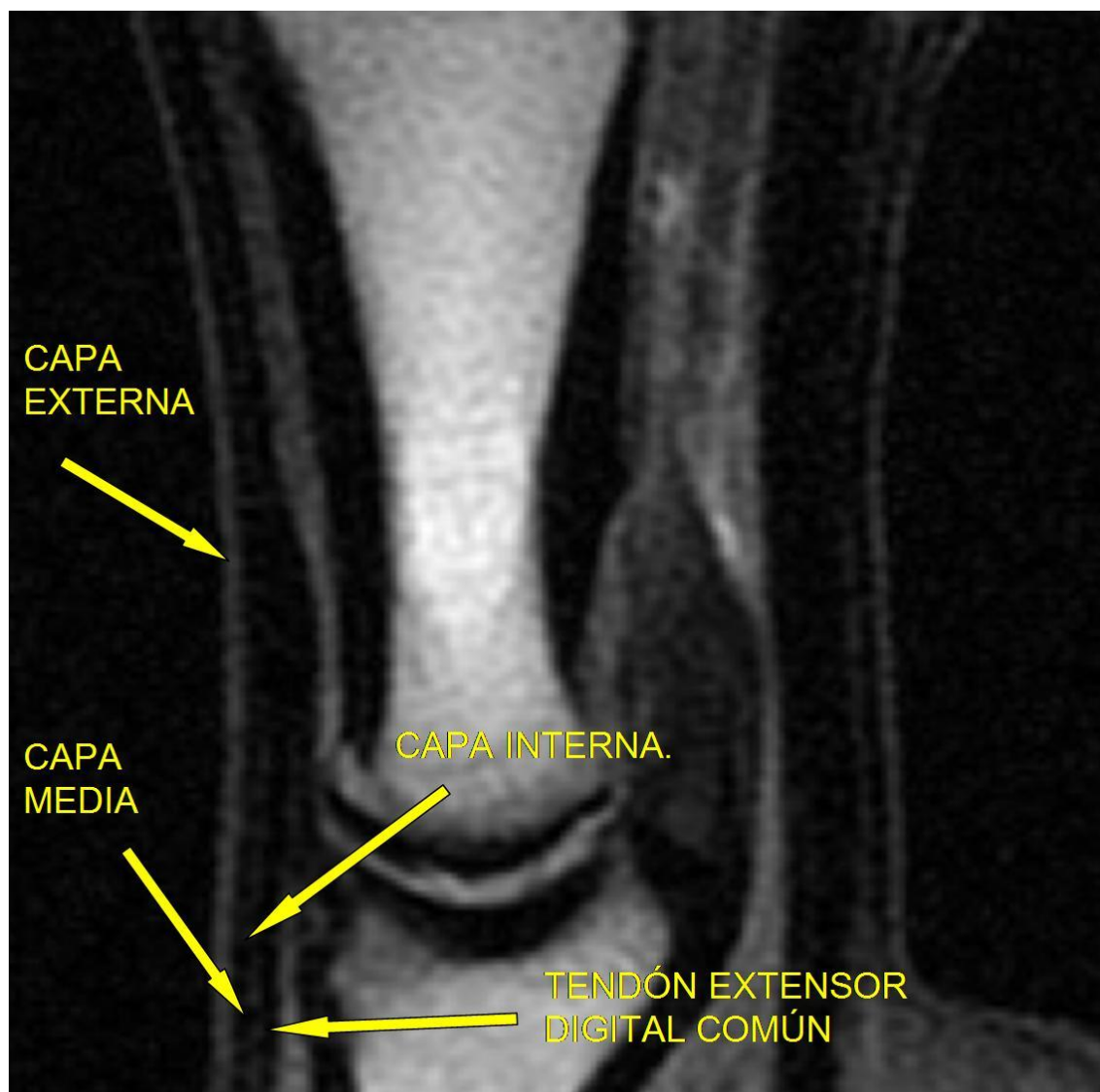


Figura 140. Corte, en el plano sagital, de la cuartilla de un caballo adulto portenciado en T1 SE.

Hemos detectado diferencias de grosor, entre distintas localizaciones anatómicas, de las capas de la piel, sobre todo en el caso de la capa externa en animales sanos (Figura 141), y en mayor medida entre las zonas dorsales y palmares o plantares del carpo y la cuartilla (Figura 140 y Figura 141); también se aprecia, a nivel de la capa interna, en animales con afecciones de la piel como el edema por decúbito (Figura 142) o por fractura (Figura 143 y Figura 144).

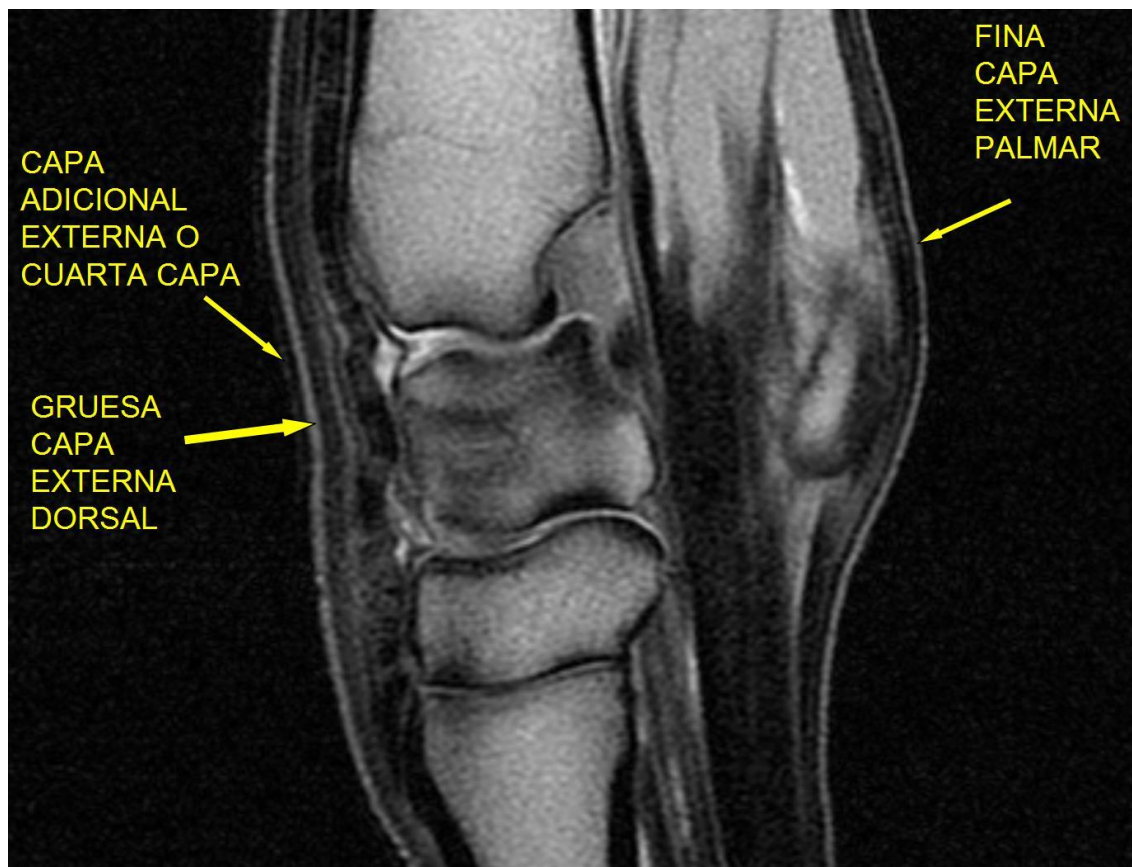


Figura 141. Corte, en el plano sagital, del carpo de un caballo adulto potenciado en T1 SE.

También hemos detectado que la herramienta de Osiris 4.19® tiene unos límites en su precisión de medida que hacen que, en muchas ocasiones, dependiendo de la imagen y sobre todo del valor de la matriz y el FOV, no permite graduar en décimas de milímetro, sino que salta directamente de dos en dos o de tres en tres de estas subunidades (0,1mm); además, no siempre la herramienta “Line Calliper” permite que la medición sea totalmente perpendicular a la superficie de la piel en ese punto, lo que, añade otro factor de error más a los datos recogidos en este estudio.

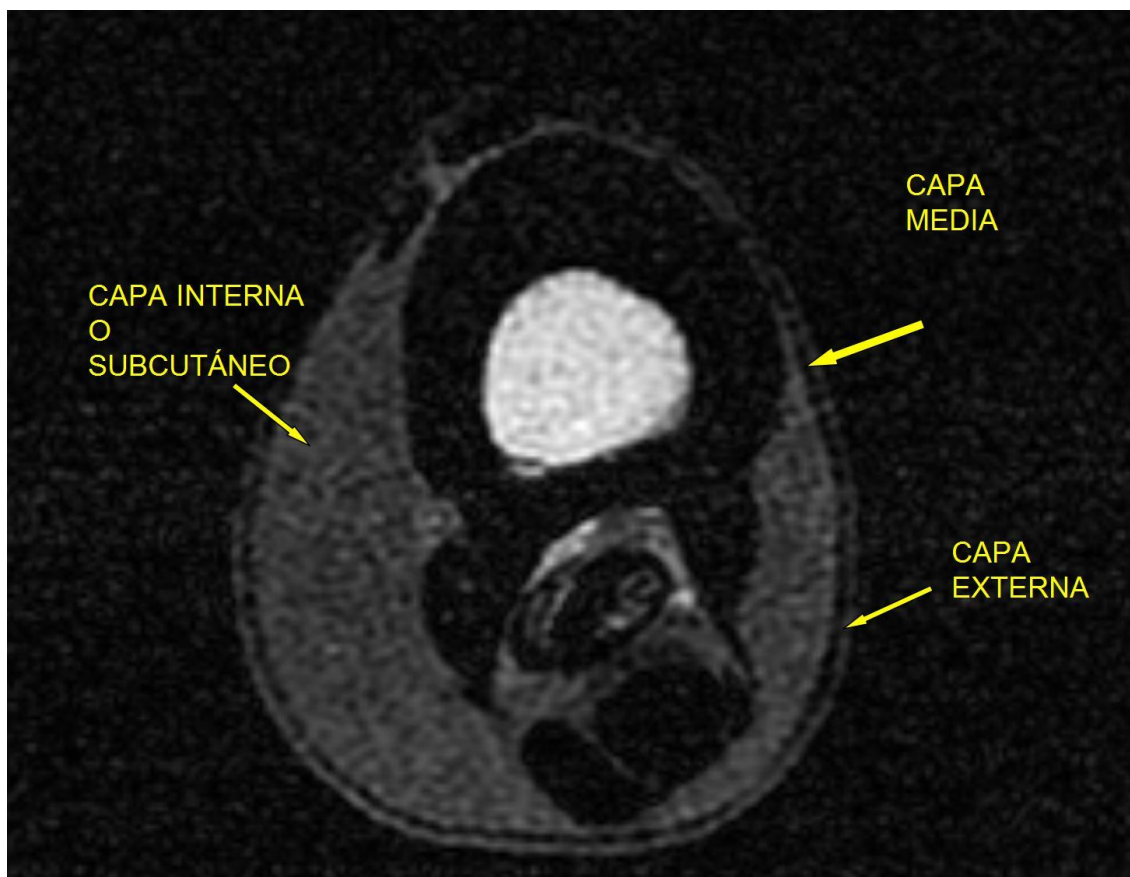


Figura 142. Imagen portenciada en T1 SE de un corte, en el plano transversal, de la parte proximal del metatarso de un caballo adulto con edema por decúbito.

Apreciamos también que, en el momento de seleccionar las áreas de estudio de las diferentes capas de la piel, en el animal sano, casi siempre estaba mejor definida y, por lo tanto, se delimitaba mejor, la capa externa hiperintensa que las otras dos. En los neonatos también se distinguen las tres capas con el mismo orden; sin embargo, en las series de cortes transversales, se observa que hay un menor número de cortes en los que se distinguen con claridad y que, en cada uno de estos cortes, el porcentaje del perímetro donde es posible distinguirlas también parece ser menor que en los adultos; además, en este grupo de edad, el contraste entre la capa media y las otras dos disminuye si los comparamos con los adultos (Figura 146). Las tres capas fueron apreciables incluso tras la inflamación consecuenta a una fractura completa en la caña de un potrillo (Figura 143).

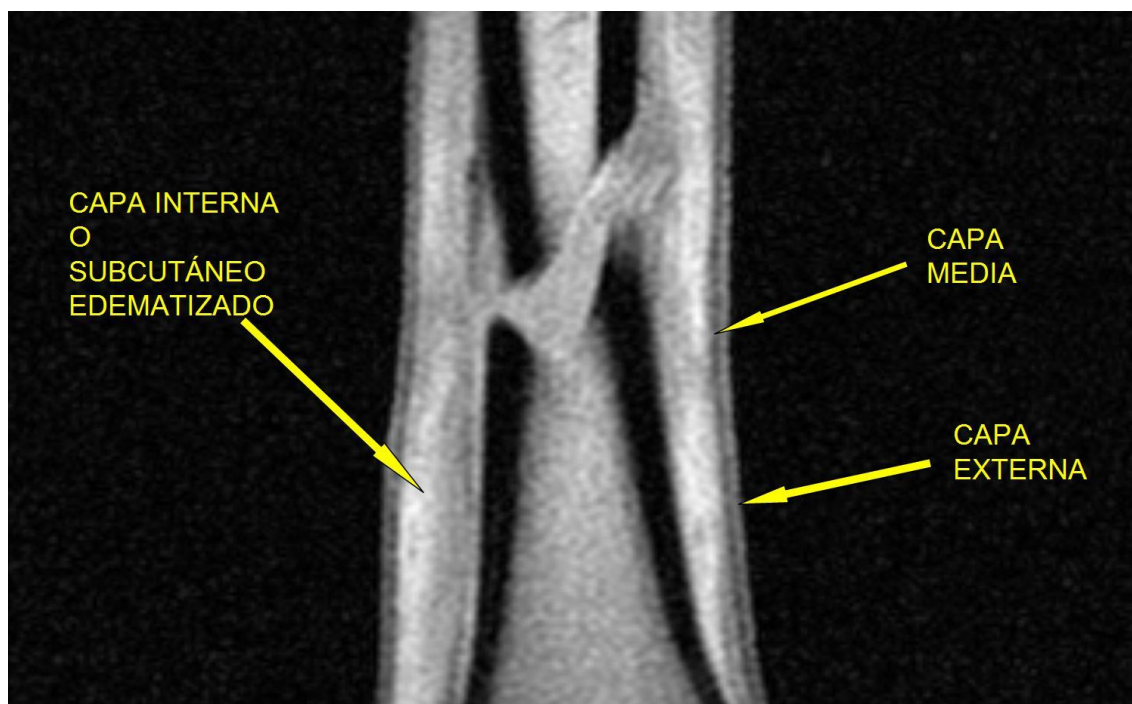


Figura 143. Imagen portenciada en T1 SE de un corte, en el plano coronal, del metatarso de un potrillo con fractura completa cerrada conminuta en la que se observa el edema y derrame sanguíneo asociado.

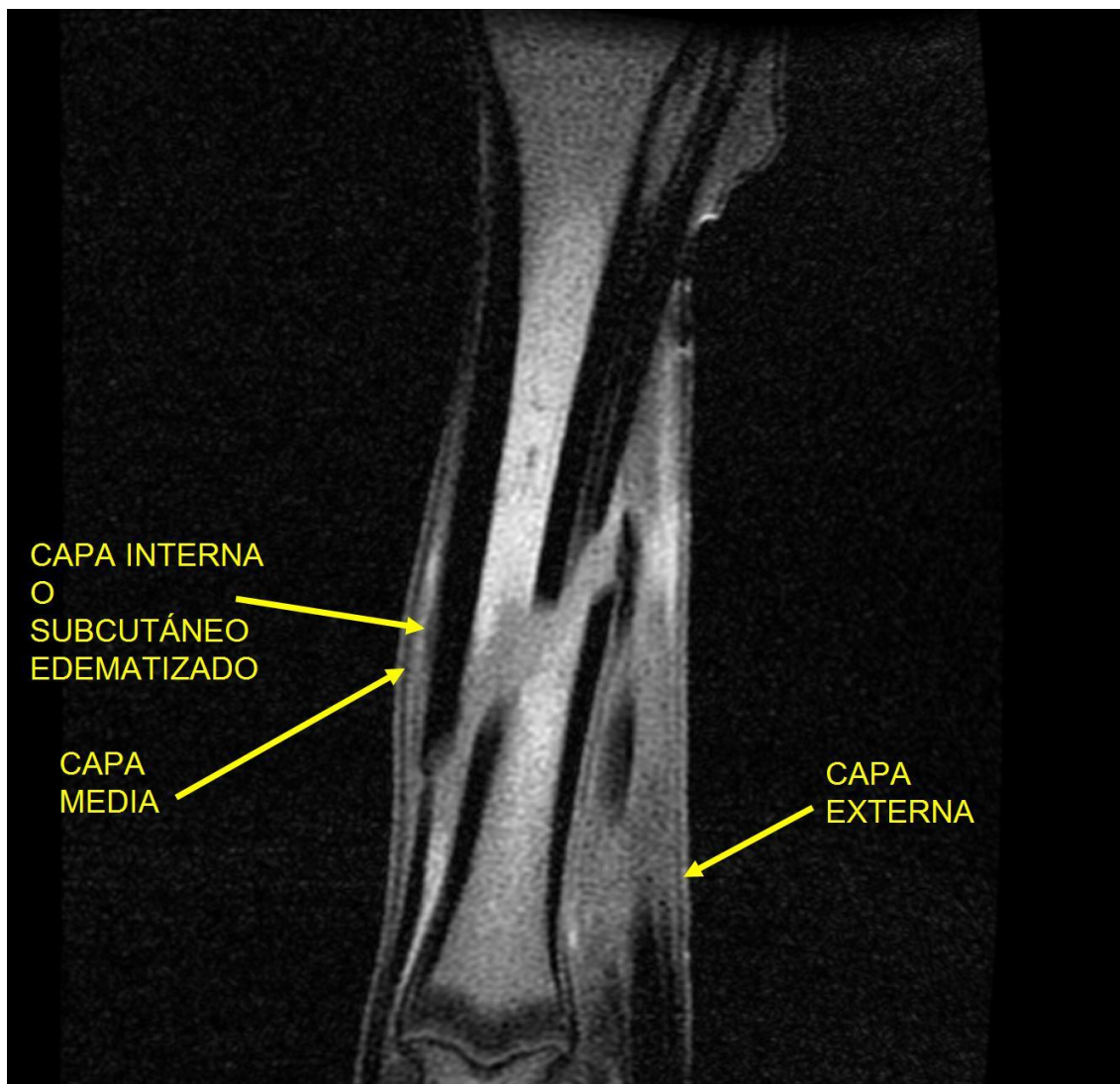


Figura 144. Imagen portenciada en T1 SE de un corte, en el plano sagital, del metatarso de un potrillo con fractura completa cerrada conminuta en la que se observa el edema y derrame sanguíneo asociado.

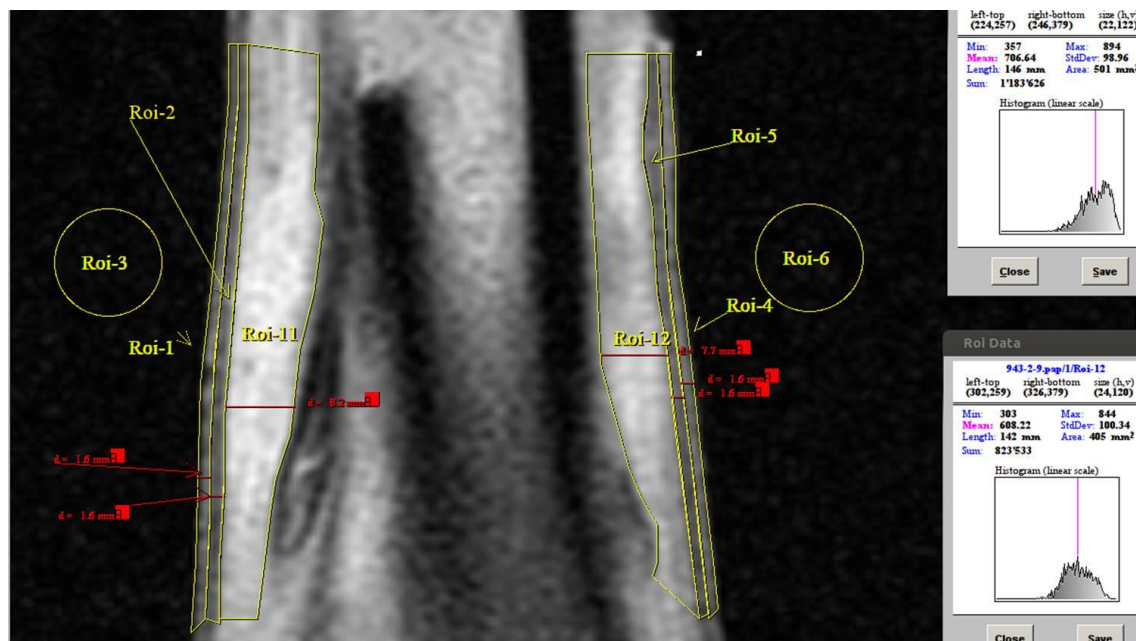


Figura 145. Imagen potenciada en T1 SE de un corte, en el plano coronal, del metatarso de un potrillo con fractura completa cerrada conminuta en la que se observa el edema y derrame sanguíneo asociado; en ella aparecen seleccionadas las áreas de estudio o regiones de interés (ROI [*region of interest*]): ROI 1 y ROI 4 señalan el área de la capa externa, ROI 2 y ROI 5 la capa media, ROI 11 y ROI 12 la capa interna o subcutáneo hemorrágico y edematizado, ROI 3 y ROI 6 el ruido del aire. Los datos obtenidos de las áreas de la capa interna aparecen en los cuadros de la derecha de la imagen, y en rojo aparecen las medidas de grosor obtenidas mediante el uso de la herramienta de medida de Osiris 4.19®.

En el análisis de las imágenes del potrillo con fractura (Figura 143 y Figura 144), resulta muy llamativo que, aunque la capa media sigue siendo hipointensa en relación a la externa, el grado de diferencia de intensidad, de forma subjetiva, resulta menor que en las extremidades sin lesión, y más si se compara con las de los caballos adultos; además, cuando se analizan los resultados numéricos, se observa que, paradójicamente, la capa interna hipointensa presenta una media de intensidad mayor que la externa. La imagen tricapa de la piel también se mantuvo en los casos de adultos con edema por decúbito (Figura 142); sin embargo, a diferencia de las imágenes con edema inflamatorio por fractura, los valores medios de la intensidad de la capa media hipointensa se mantuvieron dentro de los esperados.

A partir de la observación y del análisis, objetivo y subjetivo, de las imágenes obtenidas en este trabajo, podemos decir que, la capa interna, en general, es la más difícil de detectar y de discriminar, y que, debido a su ténue entidad en algunas zonas, de las tres, es la que más afectada se ve por el artefacto de volumen parcial o promedio

ya que, en multitud de ocasiones, la IS de la estructura que la delimita internamente es muy similar a la suya; por ejemplo, en extremidades supuestamente sanas, la señal emitida por el tejido subcutáneo en aquellas zonas en las que la piel cubre directamente al hueso, como ocurre en parte de la caña, se superpondría, teóricamente, a la del periostio, debido al mencionado artefacto de volumen promedio.

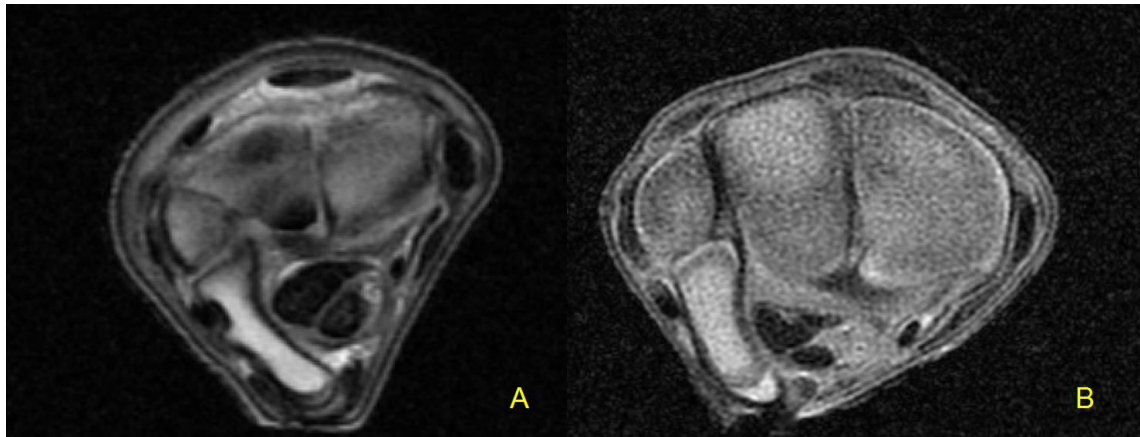
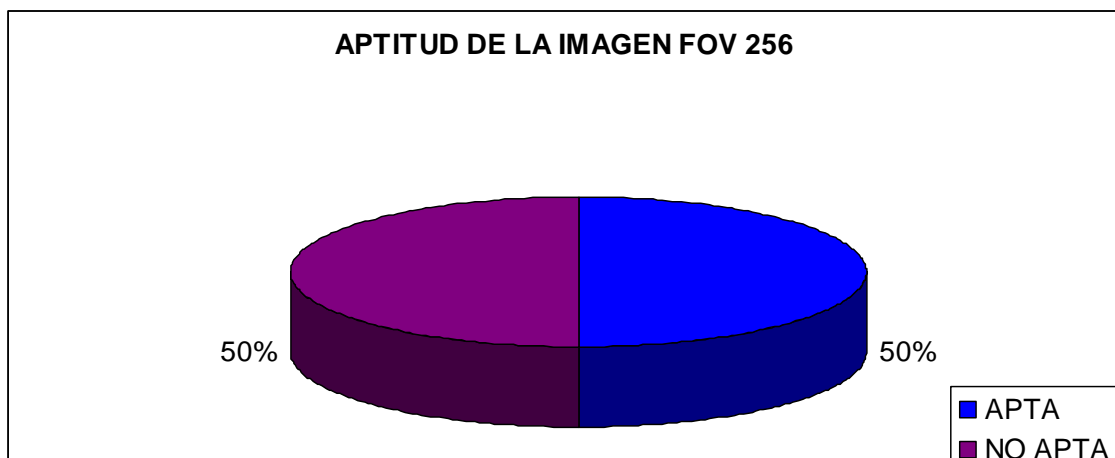


Figura 146. Imagen potenciada en T1 SE, de un corte transversal del carpo a la altura del hueso accesorio de un adulto (A) y de un neonato (B). En el adulto, se puede apreciar, en comparación con el neonato, un mayor contraste entre la capa media de la piel y las otras dos capas.

5.1.1.2. IMÁGENES POTENCIADAS EN DP SE DE LA PIEL Y EL RUIDO

En esta potenciación, al igual que en T1 SE, se distinguen las tres capas detectadas en la piel de una forma similar (Figura 148), aunque, evidentemente, los datos recogidos de su análisis varían; además, un porcentaje de las imágenes aptas para el análisis de este órgano en T1 SE no tuvo calidad suficiente para poder analizarlas en DP SE (Figura 147).



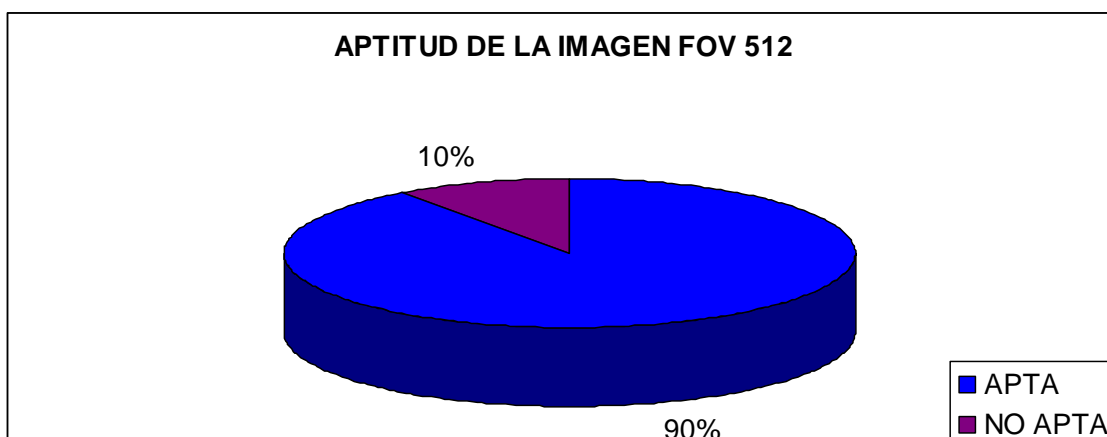


Figura 147. Gráficas que representan el porcentaje de las imágenes, previamente aptas para su análisis en T1 SE, que lo fueron también para su análisis en DP SE.

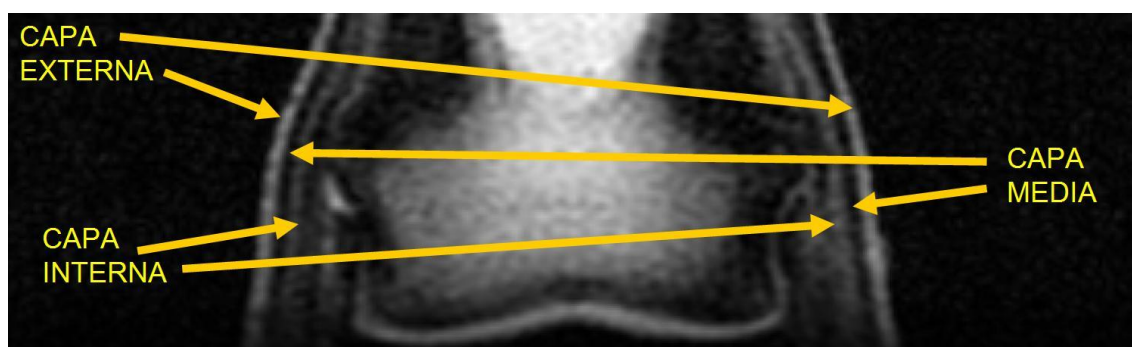


Figura 148. Corte coronal de la mitad distal de la cuartilla de un caballo adulto, potenciado en DP SE.

5.1.1.2.A. CAPA EXTERNA

Su aspecto y descripción son equivalentes a los de las imágenes potenciadas en T1 SE (Figura 149), y los datos recogidos se organizan de forma tabulada en la Figura 150.

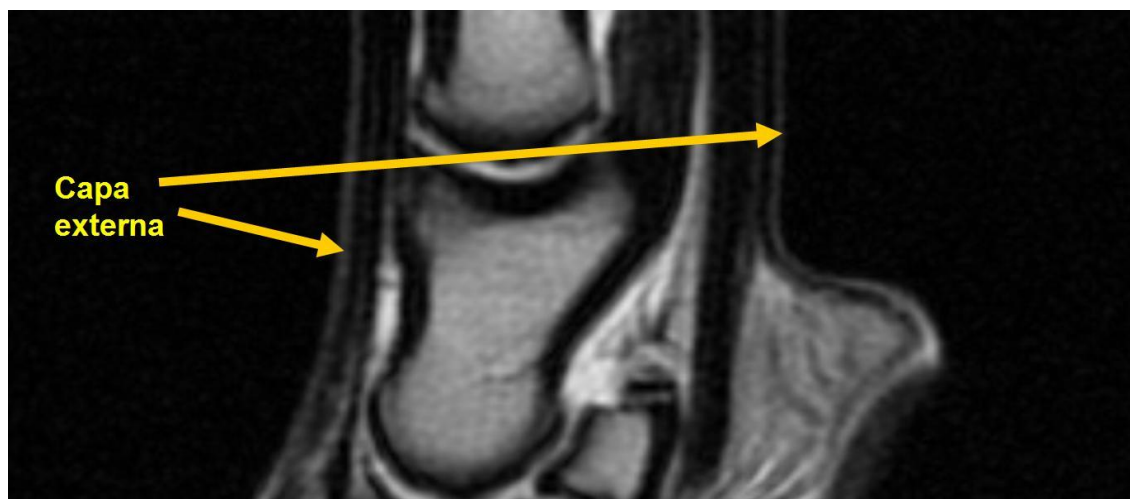


Figura 149. Corte sagital de la mitad distal de la cuartilla y de los talones del casco posterior izquierdo de un caballo adulto, potenciado en DP SE.

1- ASL 256 DP SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	4	181,12	52,76	116,47	228,87	116,5	51,70	129,42	232,82
GRIS PRINCIPAL	4	5,50	2,58	2,5	8,5	2,5	2,53	2,97	8,03
GRIS SECUNDARIO	4	3,75	1,71	1,5	5,5	1,5	1,68	2,07	5,43
HETEROGENEIDAD	4	1,00	0,00	1	1	1	NP	NP	NP
GROSOR	4	1,45	0,66	0,7	2,3	1,4	0,64	0,81	2,09
TAMAÑO DEL GRANO *	4	1,44	0,43	1	2	1	0,42	1,02	1,86

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	4	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	4	100,00%	100,00%		

2- ASL 512 DP SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	106	201,15	76,35	20,24	359,38	20,24	14,53	186,62	215,68

GRIS PRINCIPAL	106	5,43	1,89	1	9,5	5,5	0,36	5,07	5,79
GRIS SECUNDARIO	106	2,84	1,15	0	5,5	2,5	0,22	2,62	3,06
HETEROGENEIDAD	106	1,50	0,57	0	3	1	0,11	1,39	1,61
GROSOR	106	1,38	0,36	0,9	2,3	1,4	0,07	1,31	1,44
TAMAÑO DEL GRANO *	106	1,25	0,19	0,75	2	1,25	0,04	1,21	1,29

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	106	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	106	100,00%	100,00%		

3- AED 512 DP SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	9	241,30	60,30	157,1	377,23	157,1	39,40	201,90	280,70
GRIS PRINCIPAL	9	4,50	0,71	3,5	5,5	4,5	0,46	4,04	4,96
GRIS SECUNDARIO	9	2,61	0,33	2,5	3,5	2,5	0,22	2,39	2,83
HETEROGENEIDAD	9	1,11	0,33	1	2	1	0,22	0,89	1,33
GROSOR	9	1,30	0,28	0,9	1,5	1,5	0,18	1,12	1,48
TAMAÑO DEL GRANO *	9	1,22	0,20	1	1,5	1,25	0,13	1,09	1,35

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	9	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	9	100,00%	100,00%		

4- NSL 512 DP SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	28	232,43	164,04	11,79	575,1	11,79	60,76	171,67	293,19

GRIS PRINCIPAL	28	7,75	1,73	4,5	11,5	8,5	0,64	7,11	8,39
GRIS SECUNDARIO	28	4,29	1,57	2,5	7,5	3,5	0,58	3,71	4,87
HETEROGENEIDAD	28	1,54	0,51	1	2	2	0,19	1,35	1,73
GROSOR	28	1,14	0,40	0,5	2,5	0,9	0,15	0,99	1,28
TAMAÑO DEL GRANO *	28	1,10	0,22	0,5	1,25	1,25	0,08	1,02	1,18

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	28	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	28	100,00%	100,00%		

5- PSL 512 DP SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	6	281,49	65,92	200,98	359,89	201	52,75	228,74	334,24
GRIS PRINCIPAL	6	7,67	0,75	6,5	8,5	7,5	0,60	7,07	8,27
GRIS SECUNDARIO	6	4,33	0,41	3,5	4,5	4,5	0,33	4,00	4,66
HETEROGENEIDAD	6	1,67	0,52	1	2	2	0,42	1,25	2,09
GROSOR	6	1,30	0,24	1	1,5	1	0,19	1,11	1,49
TAMAÑO DEL GRANO *	6	1,25	0,00	1,25	1,25	1,25	NP	NP	NP

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	6	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	6	100,00%	100,00%		

6- PEF 512 DP SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	6	421,15	107,78	265,63	547,42	265,6	86,24	334,91	507,39

GRIS PRINCIPAL	6	7,50	2,45	3,5	9,5	8,5	1,96	5,54	9,46
GRIS SECUNDARIO	6	4,17	1,37	2,5	5,5	2,5	1,10	3,07	5,27
HETEROGENEIDAD	6	1,67	0,52	1	2	2	0,42	1,25	2,09
GROSOR	6	1,20	0,32	0,9	1,6	0,9	0,26	0,94	1,46
TAMAÑO DEL GRANO *	6	1,17	0,20	1	1,5	1	0,16	1,01	1,33

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	6	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	6	100,00%	100,00%		

Figura 150. Tablas con los resultados obtenidos, a partir del análisis de la capa externa en las imágenes potenciadas en DP SE, para los distintos parámetros estudiados; DS representa la desviación estándar, Min. el valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR textura granular, ALG textura algodonosa, LISA textura lisa. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ASL 256 DP (adultos sin lesión con FOV 256); ASL 512 DP (adultos sin lesión con FOV 512); NSL 512 DP (neonatos sin lesión con FOV 512); PSL 512 DP (potrillos sin lesión con FOV 512); AED 512 DP (adultos con edema por decúbito con FOV 512); PEF 512 DP (potrillos con edema y hemorragia por fractura con FOV 512); IS (intensidad de señal).

Visto todo lo expuesto hasta aquí, y teniendo en cuenta los valores del grosor de corte y el espacio entre los mismos, tal y como están señalados en el apartado de material y métodos, la **IRM de la capa externa de la piel en DP**, obtenida mediante la secuencia de pulsos convencional SE, se puede describir para cada grupo animal estudiado, utilizando los parámetros analizados en este trabajo, de la forma que se expone a continuación:

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 256:

Animales adultos sin lesión. Se trata de una estructura con un valor de IS media de en torno a 181 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 5,5 y uno secundario de 3,75. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,44mm; a su vez, el grosor

medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,45mm.

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 512:

Animales adultos sin lesión. Presentaban un valor de IS media de en torno a 201 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 5,43 y uno secundario de 2,84. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,5 en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,25mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,38mm.

Animales adultos con edema por decúbito. El valor de IS media fue de en torno a 241 unidades aproximadamente, el gris principal tuvo un valor medio de tono de 4,5 y el secundario de 2,61. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,11 en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,22mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,3mm.

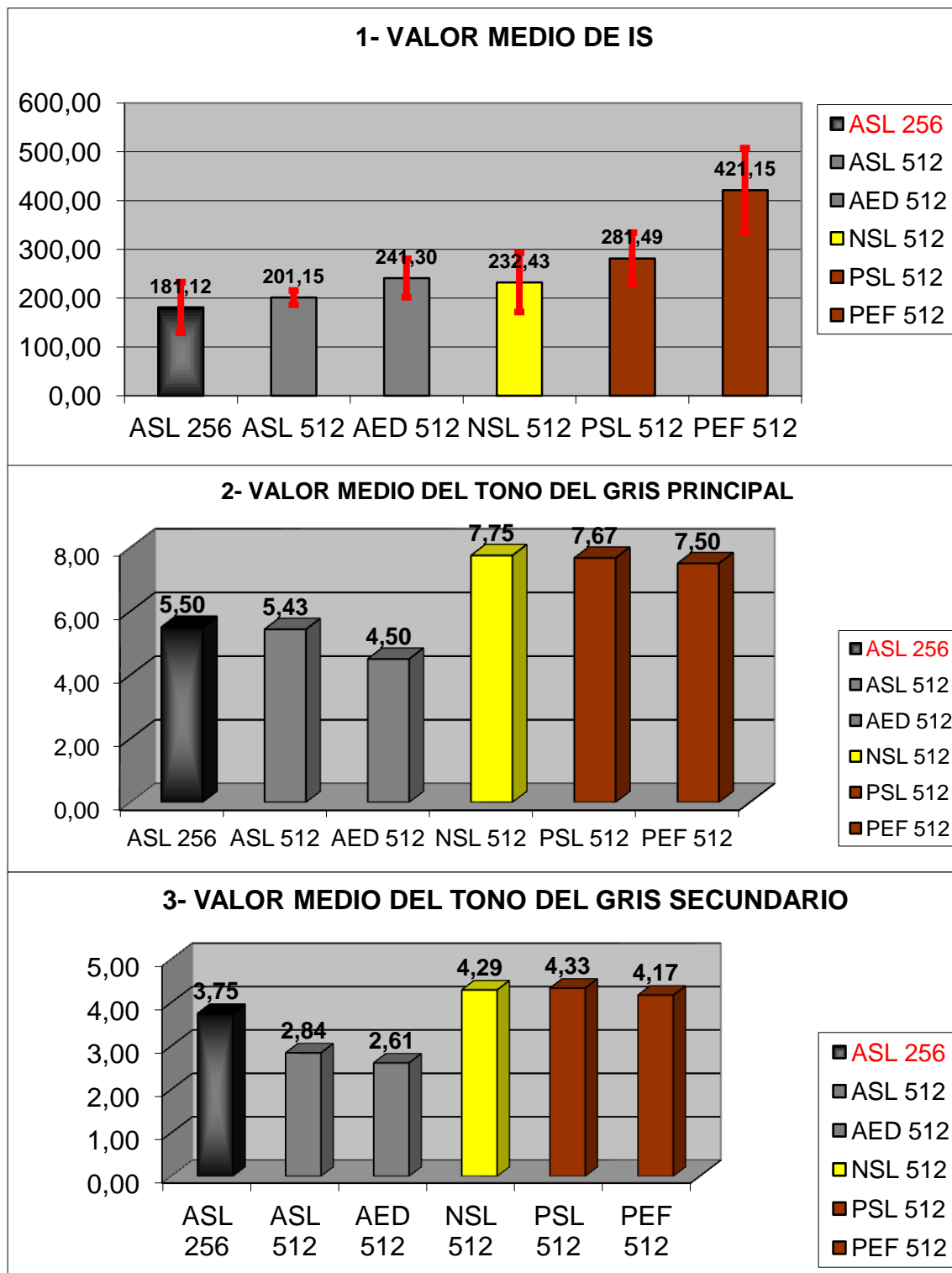
Animales neonatos sin lesión. La IS media fue de en torno a 232 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 7,75 y el secundario de 4,29. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,54 en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,1mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 1,14mm.

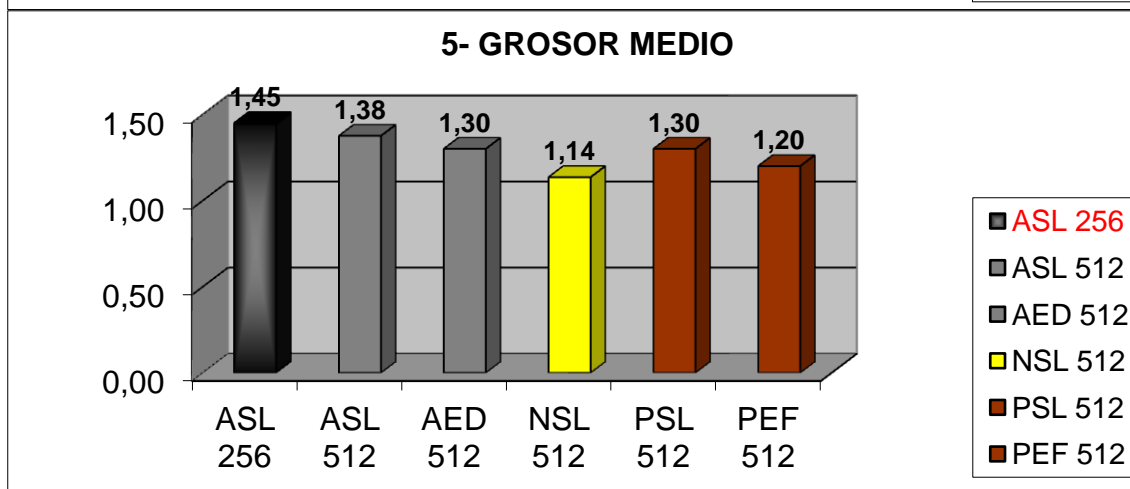
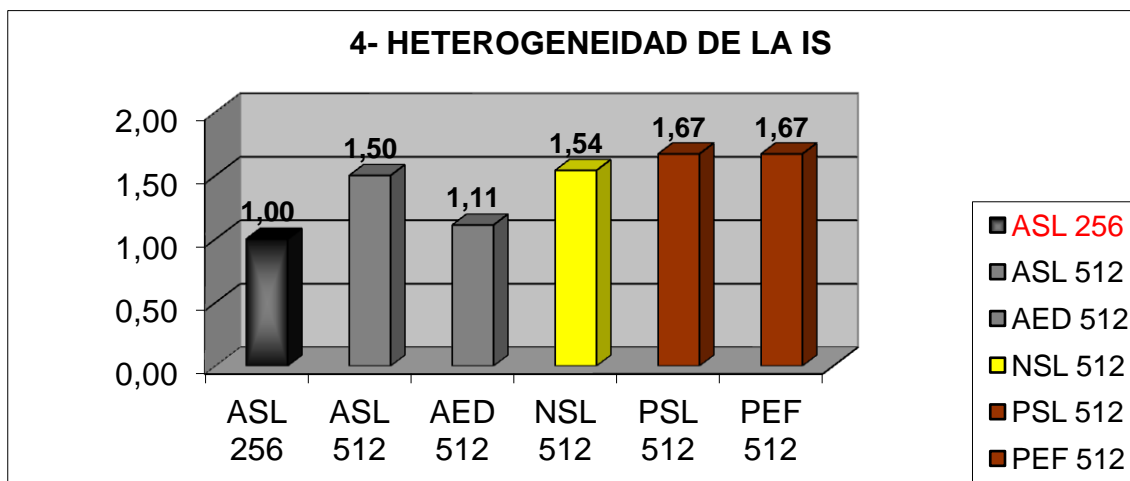
Potrillos sin lesión. La IS media fue de en torno a 281 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 7,67 y el secundario de 4,33. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,67 en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,25mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 1,3mm.

Potrillos con edema por fractura. La IS media fue de en torno a 421 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 7,5 y el secundario de 4,17. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,67 en una escala

del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,17mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 1,2mm.

En la Figura 151 se expresa parte de estos resultados tabulados en forma de gráficas.





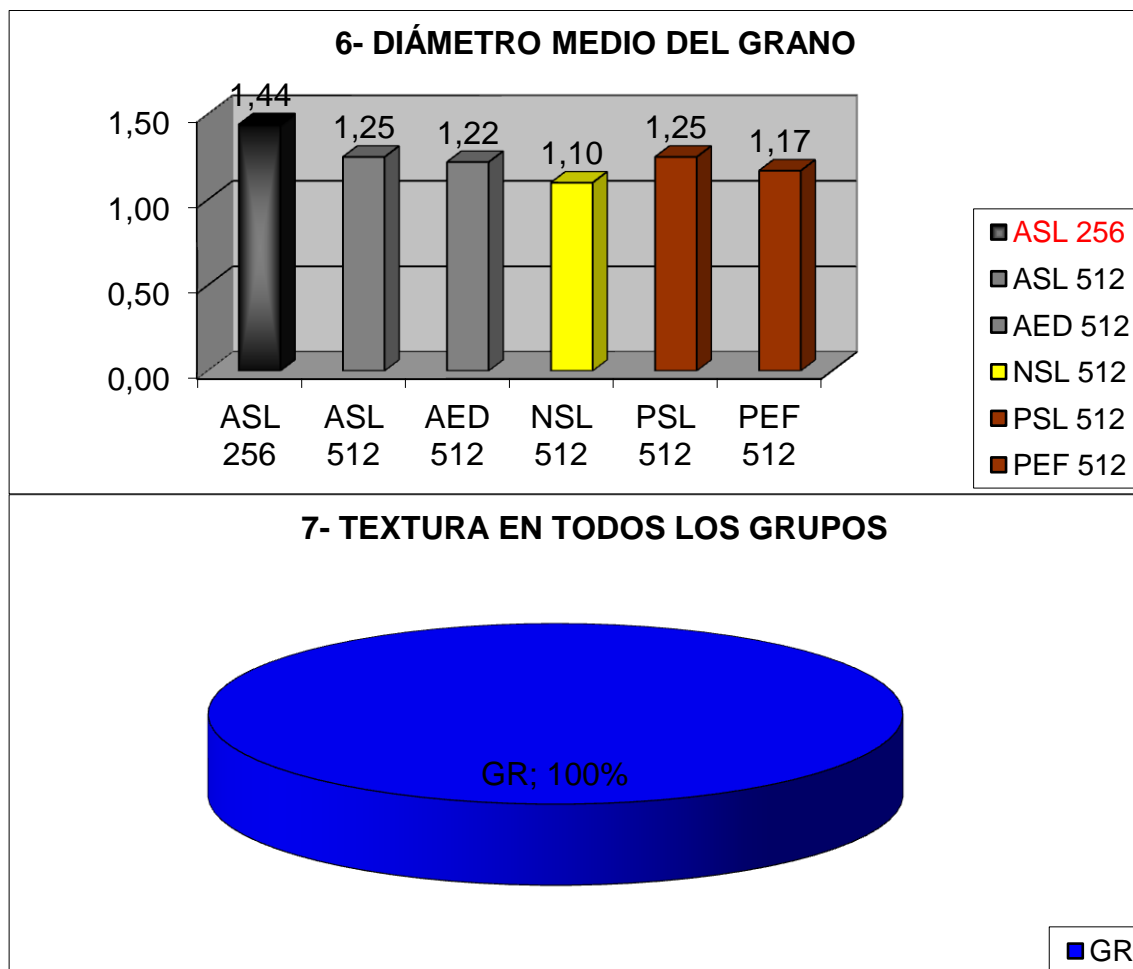


Figura 151. Representación gráfica de la media de los resultados obtenidos, en los distintos parámetros estudiados, para la capa externa, en función del grupo al que pertenecen las imágenes; en la gráfica 1 se representan los intervalos de confianza para cada media; ASL 256 (adultos sin lesión con FOV 256); ASL 512 (adultos sin lesión con FOV 512); NSL 512 (neonatos sin lesión con FOV 512); PSL 512 (potrillos sin lesión con FOV 512); AED 512 (adultos con edema por decúbito con FOV 512); PEF 512 (potrillos con edema y hemorragia por fractura con FOV 512); IS (intensidad de señal). La gráfica 6 representa la frecuencia de las diferentes texturas.

En la gráfica 1 de la Figura 151 podemos observar como, en la valoración objetiva, los grupos que presentan una mayor IS son los de los potrillos y, dentro de estos, el que presenta una mayor IS en la capa externa de la piel, en DP, es el que agrupa los cortes con edema y hemorragia por fractura; sin embargo, este último presenta también el mayor intervalo de confianza y, por lo tanto, la menor fiabilidad. En los adultos, el grupo que tiene una mayor IS también es el que presenta lesión, siendo en este caso edema por decúbito.

Por otro lado, si atendemos al análisis subjetivo, teniendo en cuenta el gris primario y secundario de las áreas, el grupo con una menor intensidad de gris sería, en

los adultos, precisamente el que engloba las imágenes de edema por decúbito. Los neonatos serían a su vez los que mayor intensidad o tono de gris tendrían, seguidos de cerca por los grupos de los potrillos, siendo ligeramente mayor el de los potrillos sanos.

En cuanto a la heterogeneidad de la señal (Figura 151, gráfica 4), resulta muy similar en todos los grupos, excepto en aquel con FOV 256 y menor matriz y en el grupo imágenes con edema por decúbito. El grosor medio de esta capa en DP SE es muy similar en todos los grupos, aunque, el grupo en el que se obtuvo un dato mayor para este parámetro fue el de adultos sanos con una menor matriz y FOV. El tamaño del grano nuevamente es mayor en el grupo que tiene un vóxel de mayor tamaño, es decir, en el que tiene una menor matriz y un FOV 256 (Figura 151, gráfica 6) y, en todos los grupos, el 100% de las texturas se calificaron como granulares para esta capa (Figura 151, gráfica 7).

5.1.1.2.B. CAPA MEDIA

Al igual que en T1 SE, la capa media aparece hipointensa en relación a la externa y a la interna (Figura 152). La totalidad de las imágenes aptas para la valoración de la capa externa en DP SE lo fueron también para la capa media. Los resultados obtenidos del análisis de los parámetros estudiados se exponen tabulados a continuación en la Figura 153.

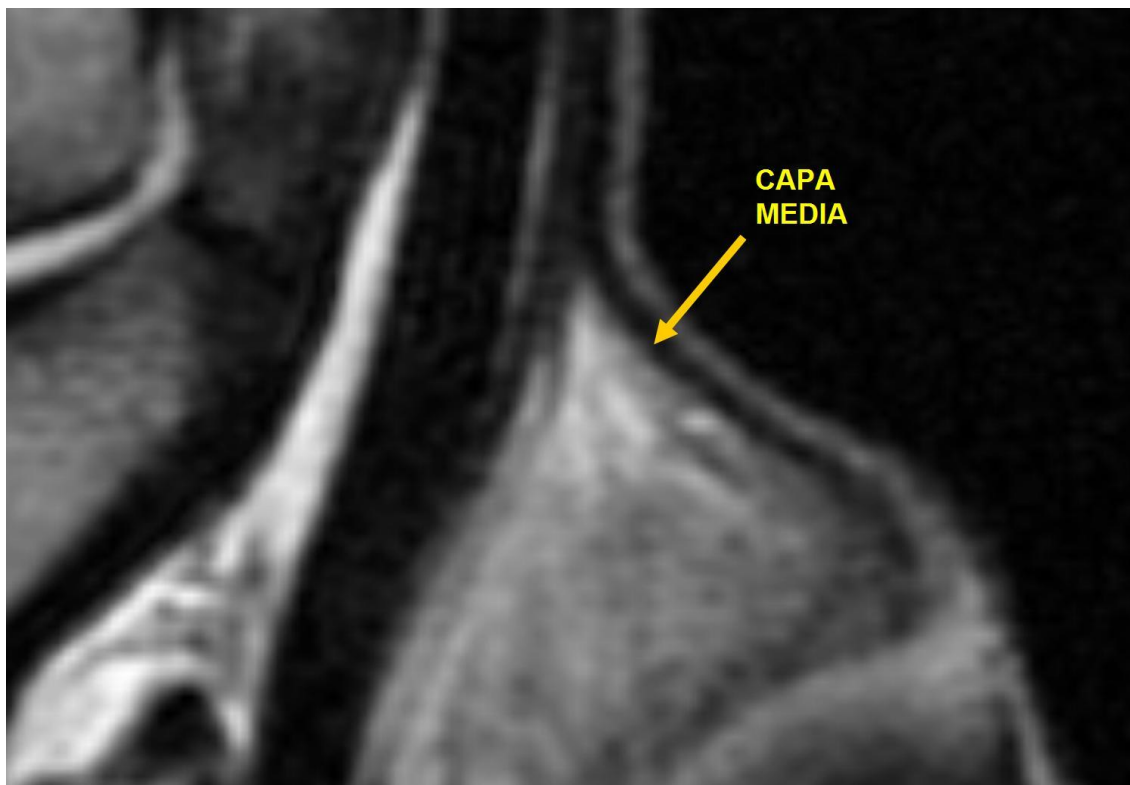


Figura 152. Corte sagital, potenciado en DP SE, de la cara plantar de la zona más distal de la cuartilla de un caballo adulto. Se señala la capa media de la piel situada entre los bulbos de los talones.

1- ASL 256 DP SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	4	104,88	30,17	67,83	139,31	67,8	29,57	75,31	134,45
GRIS PRINCIPAL	4	0,88	0,75	0	1,5	1,5	0,73	0,14	1,61
GRIS SECUNDARIO	4	2,13	1,97	0,5	4,5	0,5	1,93	0,20	4,06
HETEROGENEIDAD	4	1,25	0,50	1	2	1	0,49	0,76	1,74
GROSOR	4	1,45	0,66	0,7	2,3	1,4	0,64	0,81	2,09
TAMAÑO DEL GRANO *	4	1,44	0,43	1	2	1	0,42	1,02	1,86

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	4	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	4	100,00%	100,00%		

2- ASL 512 DP SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	106	95,60	38,74	24,9	195,74	102	7,37	88,23	102,97
GRIS PRINCIPAL	106	1,03	0,54	0	2,6	1,5	0,10	0,93	1,13
GRIS SECUNDARIO	106	2,20	1,01	0	5,5	2,5	0,19	2,01	2,39
HETEROGENEIDAD	106	1,78	0,52	0	3	2	0,10	1,68	1,88
GROSOR	106	1,33	0,28	0,9	2,3	1,4	0,05	1,28	1,38
TAMAÑO DEL GRANO *	105	1,22	0,14	0,75	1,5	1,25	0,03	1,19	1,25

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	106	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	106	100,00%	100,00%		

3- AED 512 DP SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	9	260,48	81,71	135,38	402,33	135,4	53,38	207,10	313,86
GRIS PRINCIPAL	9	3,06	1,33	1,5	5,5	2,5	0,87	2,19	3,93
GRIS SECUNDARIO	9	2,39	1,17	1,5	4,5	1,5	0,76	1,63	3,15
HETEROGENEIDAD	9	1,78	0,44	1	2	2	0,29	1,49	2,07
GROSOR	9	1,24	0,28	0,9	1,5	1,5	0,19	1,06	1,43
TAMAÑO DEL GRANO *	9	1,17	0,18	1	1,5	1	0,12	1,05	1,29

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	9	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	9	100,00%	100,00%		

4- NSL 512 DP SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	28	154,36	115,91	28,45	422,95	28,45	42,93	111,43	197,29
GRIS PRINCIPAL	28	1,64	1,04	0,5	5,5	1,5	0,39	1,25	2,03
GRIS SECUNDARIO	28	2,43	1,05	0,5	4,5	2,5	0,39	2,04	2,82
HETEROGENEIDAD	28	1,79	0,42	1	2	2	0,16	1,63	1,95
GROSOR	28	0,99	0,25	0,5	1,4	0,9	0,09	0,89	1,08
TAMAÑO DEL GRANO *	28	1,03	0,18	0,5	1,25	1	0,07	0,96	1,10

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	28	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	28	100,00%	100,00%		

5- PSL 512 DP SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	6	160,74	31,59	127,89	212,2	127,9	25,28	135,46	186,02
GRIS PRINCIPAL	6	1,67	0,41	1,5	2,5	1,5	0,33	1,34	2,00
GRIS SECUNDARIO	6	3,00	1,22	1,5	4,5	2,5	0,98	2,02	3,98
HETEROGENEIDAD	6	1,67	0,52	1	2	2	0,42	1,25	2,09
GROSOR	6	1,13	0,21	1	1,4	1	0,17	0,97	1,30
TAMAÑO DEL GRANO *	6	1,13	0,14	1	1,25	1	0,11	1,02	1,24

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	6	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	6	100,00%	100,00%		

6- PEF 512 DP SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	6	455,14	137,31	307,99	662,39	308	109,87	345,27	565,01
GRIS PRINCIPAL	6	6,67	2,86	1,5	9,5	7,5	2,29	4,38	8,96
GRIS SECUNDARIO	6	4,00	1,64	1,5	5,5	4,5	1,31	2,69	5,31
HETEROGENEIDAD	6	1,67	0,52	1	2	2	0,42	1,25	2,09
GROSOR	6	1,20	0,32	0,9	1,6	0,9	0,26	0,94	1,46
TAMAÑO DEL GRANO *	6	1,17	0,20	1	1,5	1	0,16	1,01	1,33

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	6	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	6	100,00%	100,00%		

Figura 153. Tablas con los resultados de la capa media hipointensa de la piel para los distintos parámetros estudiados; DS representa la desviación estándar, Min. el valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR textura granular, ALG textura algodonosa, LISA textura lisa. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ASL 256 DP (adultos sin lesión con FOV 256); ASL 512 DP (adultos sin lesión con FOV 512); NSL 512 DP (neonatos sin lesión con FOV 512); PSL 512 DP (potrillos sin lesión con FOV 512); AED 512 DP (adultos con edema por decúbito con FOV 512); PEF 512 DP (potrillos con edema y hemorragia por fractura con FOV 512); IS (intensidad de señal).

Visto todo lo expuesto hasta aquí, y teniendo en cuenta los valores del grosor de corte y el espacio entre los mismos, tal y como están señalados en el apartado de material y métodos, la **IRM de la capa media de la piel en DP**, obtenida mediante la secuencia de pulsos convencional SE, se puede describir para cada grupo animal estudiado, utilizando los parámetros analizados en este trabajo, de la forma que se expone a continuación:

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 256:

Animales adultos sin lesión. Se trata de una estructura con un valor de IS media de en torno a 105 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 0,88 y uno secundario de 2,13. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,25, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,44mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,45mm.

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 512:

Animales adultos sin lesión. Presentaban un valor de IS media de en torno a 96 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 1,03 y uno secundario de 2,2. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,78, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,22mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,33mm.

Animales adultos con edema por decúbito. El valor de IS media fue de en torno a 260 unidades aproximadamente, el gris principal tuvo un valor medio de tono de 3,06 y el secundario de 2,39. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,78, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,17mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,24mm.

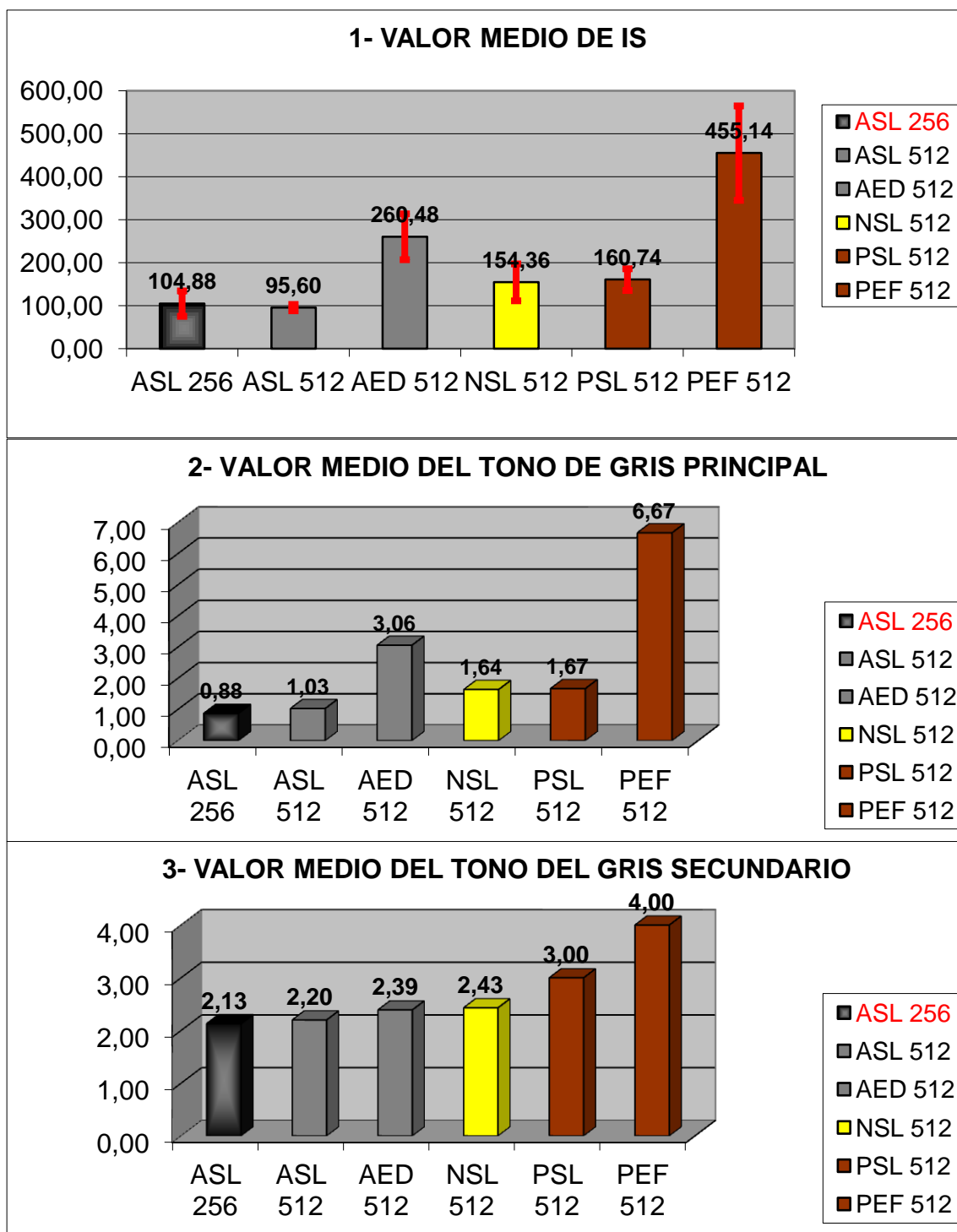
Animales neonatos sin lesión. La IS media fue de en torno a 154 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 1,64 y el secundario de 2,43. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,79, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,03mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 0,99mm.

Potrillos sin lesión. Presentaron una IS media fue de en torno a 161 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 1,67 y uno secundario de 3. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,67, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un

diámetro medio de 1,13mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 1,13mm.

Potrillos con edema por fractura. La IS media fue de en torno a 455 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 6,67 y el secundario de 4. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,67, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,17mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 1,2mm.

En la Figura 154 se expresa parte de estos resultados tabulados en forma de gráficas.



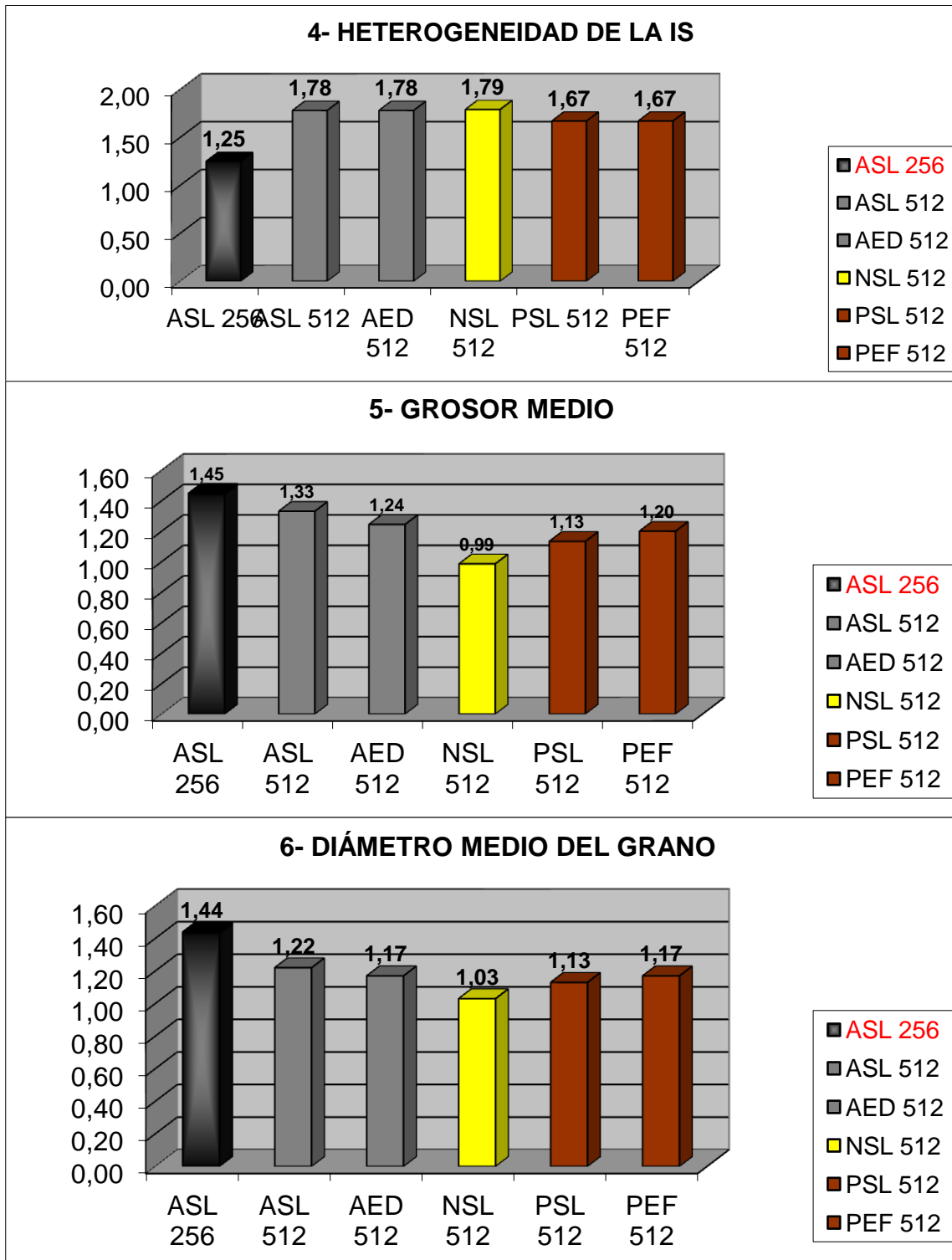




Figura 154. Representación gráfica de la comparación de las medias de los resultados obtenidos en los cortes potenciados en DP SE, para la capa media de la piel, en los distintos parámetros estudiados en función del grupo al que pertenecen las imágenes; en la gráfica 1 se representa los intervalos de confianza para cada media. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ASL 256 DP (adultos sin lesión con FOV 256); ASL DP 512 (adultos sin lesión con FOV 512); NSL 512 DP (neonatos sin lesión con FOV 512); PSL 512 DP (potrillos sin lesión con FOV 512); AED 512 DP (adultos con edema por decúbito con FOV 512); PEF 512 DP (potrillos con edema y hemorragia por fractura con FOV 512); IS (intensidad de señal).

En esta capa, la intensidad de señal, medida de forma objetiva mediante la herramienta Osiris 4.19® (gráfica 1, Figura 154), es manifiestamente menor que en la capa externa, lo que le confiere la adjetivación de hipointensa en relación a la anterior; no obstante, cabe señalar que los animales jóvenes presentan una mayor intensidad de señal media en la misma que los adultos y que, cuando hay edema a nivel de la piel, tanto por decúbito como por traumatismo, tanto en adultos como en potrillos, esta capa se ve muy afectada, sufriendo un fuerte incremento de la IS media y una dispersión de los resultados obtenidos, que se puede apreciar en la gráfica por unos mayores intervalos de confianza.

Estas proporciones se reproducen fielmente cuando observamos el valor medio del tono de gris principal o predominante en la gráfica 2 (Figura 154).

La heterogeneidad se apreció muy similar en esta capa y potenciación para los diferentes grupos aunque, como en otros casos, las imágenes con una menor matriz y FOV aparecieron, a la observación subjetiva, más homogéneas (gráfica 4, Figura 154).

El grosor de la capa media fue algo menos homogéneo entre grupos que el de la capa externa pero, nuevamente, el grupo que presentó una homogeneidad mayor fue el de menor matriz y FOV (gráfica 5, Figura 154).

En cuanto al diámetro medio del grano, una vez más, es mayor en aquellas imágenes obtenidas con una menor matriz y FOV, siendo en los demás muy similar y en torno a 1 mm para esta potenciación (gráfica 6, Figura 154).

Nuevamente, en esta capa y potenciación, la textura apreciada fue siempre granular (gráfica 7, Figura 154).

5.1.1.2.C. CAPA INTERNA

Al igual que en T1 SE, aparece como una capa hiperintensa en relación a la capa media (Figura 155). Del total de imágenes aptas para la valoración de la capa externa y media en DP SE, el 94% fueron aptas para el estudio de la capa interna (Figura 156).

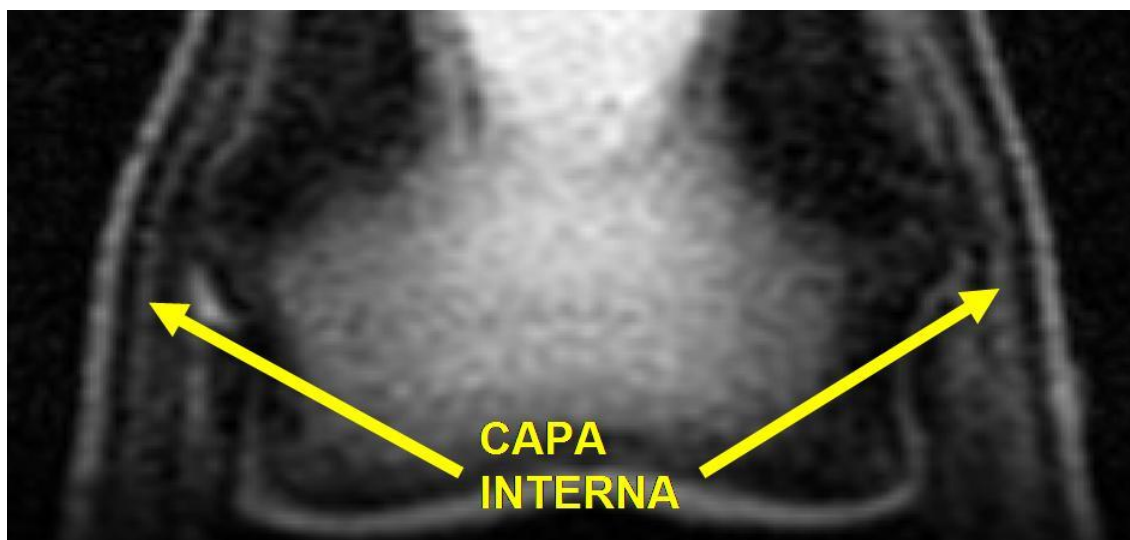


Figura 155. Corte coronal de la mitad distal de la cuartilla de un caballo adulto potenciado en DP SE.

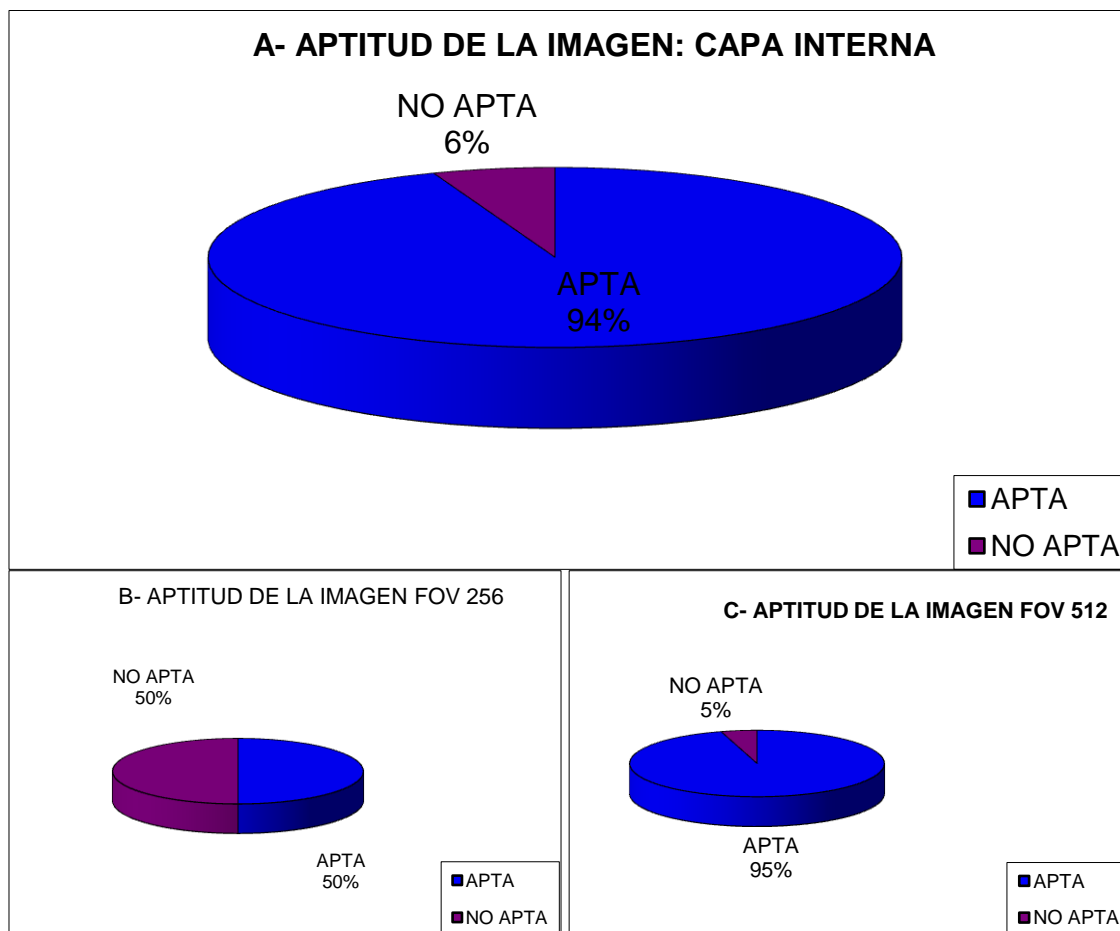


Figura 156. Porcentaje de imágenes estudiadas que, siendo aptas para la valoración de la capa externa en DP SE, también lo son para la capa interna: gráfica A, global; gráfica B, teniendo en cuenta sólo las imágenes con un FOV 256 y una menor matriz; gráfica C teniendo en cuenta solamente las imágenes con un FOV 512 y una mayor matriz.

Los resultados de los diferentes parámetros estudiados en esta capa se exponen tabulados a continuación en la Figura 157.

1- ASL 256 DP SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	2	122,53	12,86	113,43	131,62	113,4	17,82	104,71	140,35
GRIS PRINCIPAL	2	3,50	0,00	3,5	3,5	3,5	NP	NP	NP
GRIS SECUNDARIO	2	5,00	2,12	3,5	6,5	3,5	2,94	2,06	7,94
HETEROGENEIDAD	2	1,50	0,71	1	2	1	0,98	0,52	2,48
GROSOR	2	1,05	0,49	0,7	1,4	0,7	0,68	0,37	1,73
TAMAÑO DEL GRANO *	2	1,25	0,35	1	1,5	1	0,49	0,76	1,74

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	2	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	2	100,00%	100,00%		

2- ASL DP 512 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	98	158,84	76,50	15,52	453,95	15,52	15,15	143,69	173,99
GRIS PRINCIPAL	98	4,60	2,27	1,5	12,5	2,5	0,45	4,15	5,05
GRIS SECUNDARIO	98	2,12	0,94	0,5	5,5	1,5	0,19	1,93	2,31
HETEROGENEIDAD	98	1,76	0,48	1	3	2	0,10	1,66	1,86
GROSOR	98	1,29	0,27	0,9	1,9	1,4	0,05	1,24	1,34
TAMAÑO DEL GRANO *	98	1,20	0,14	0,75	1,5	1,25	0,03	1,17	1,23

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	98	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	98	100,00%	100,00%		

3- AED 512 DP SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	9	946,71	250,07	293,3	1082,32	293,3	163,38	783,33	1110,09
GRIS PRINCIPAL	9	12,78	2,11	8,5	14,5	14,5	1,38	11,40	14,16
GRIS SECUNDARIO	9	8,89	1,45	6,5	10,5	10,5	0,95	7,94	9,84
HETEROGENEIDAD	9	1,33	0,50	1	2	1	0,33	1,00	1,66
GROSOR	9	10,19	5,20	1,5	17,3	17,3	3,40	6,79	13,59
TAMAÑO DEL GRANO *	9	1,25	0,00	1,25	1,25	1,25	NP	NP	NP

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	9	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	9	100,00%	100,00%		

4- NSL 512 DP SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	28	188,77	160,60	27,68	619,74	27,68	59,49	129,28	248,26
GRIS PRINCIPAL	28	5,46	2,50	2,5	9,5	3,5	0,93	4,53	6,39
GRIS SECUNDARIO	28	2,50	1,36	1,5	6,5	1,5	0,50	2,00	3,00
HETEROGENEIDAD	28	1,71	0,53	1	3	2	0,20	1,51	1,91
GROSOR	28	0,98	0,28	0,5	1,4	0,9	0,10	0,88	1,08
TAMAÑO DEL GRANO *	28	1,03	0,24	0,5	1,25	1	0,09	0,94	1,12

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	28	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	28	100,00%	100,00%		

5- PSL 512 DP SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	6	191,71	32,80	155,59	250,41	155,6	26,24	165,47	217,95
GRIS PRINCIPAL	6	4,83	1,97	2,5	8,5	4,5	1,58	3,25	6,41
GRIS SECUNDARIO	6	3,67	1,83	2,5	6,5	2,5	1,46	2,21	5,13
HETEROGENEIDAD	6	1,67	0,52	1	2	2	0,42	1,25	2,09
GROSOR	6	1,22	0,28	0,9	1,5	1	0,22	1,00	1,44
TAMAÑO DEL GRANO *	6	1,21	0,10	1	1,25	1,25	0,08	1,13	1,29

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	6	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	6	100,00%	100,00%		

6- PEF 512 DP SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	6	818,55	218,44	629,3	1212,35	629,3	174,79	643,76	993,34
GRIS PRINCIPAL	6	12,17	3,01	7,5	14,5	14,5	2,41	9,76	14,58
GRIS SECUNDARIO	6	7,17	1,86	5,5	9,5	5,5	1,49	5,68	8,66
HETEROGENEIDAD	6	1,83	0,41	1	2	2	0,33	1,50	2,16
GROSOR	6	6,22	3,52	0,9	9,3	0,9	2,82	3,40	9,04
TAMAÑO DEL GRANO *	6	1,33	0,20	1,25	1,75	1,25	0,16	1,17	1,49

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	6	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	6	100,00%	100,00%		

Figura 157. Tablas con los resultados de la capa interna hiperintensa de la piel, para los distintos parámetros estudiados en DP SE; DS representa la desviación estándar, Min. el valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR textura granular, ALG textura algodonosa, LISA textura lisa y NP representa “no procede” (por ser el valor de la DS igual a 0). Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ASL 256 (adultos sin lesión con FOV 256); ASL 512 (adultos sin lesión con FOV 512); NSL 512 (neonatos sin lesión con FOV 512); PSL 512 (potrillos sin lesión con FOV 512); AED 512 (adultos con edema por decúbito con FOV 512); PEF 512 (potrillos con edema y hemorragia por fractura con FOV 512); IS (intensidad de señal).

Visto todo lo expuesto hasta aquí y teniendo en cuenta los valores del grosor de corte y el espacio entre los mismos, tal y como están señalados en el apartado de material y métodos, la **IRM de la capa interna de la piel en DP**, obtenida mediante la

secuencia de pulsos convencional SE, se puede describir para cada grupo animal estudiado, utilizando los parámetros analizados en este trabajo, de la forma que se expone a continuación:

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 256:

Animales adultos sin lesión. Se trata de una estructura con un valor de IS media de en torno a 122 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 3,5 y uno secundario de 5. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,5, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,25mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,05mm.

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 512:

Animales adultos sin lesión. Presentaban un valor de IS media de en torno a 159 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 4,6 y uno secundario de 2,12. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,76, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,2mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,29mm.

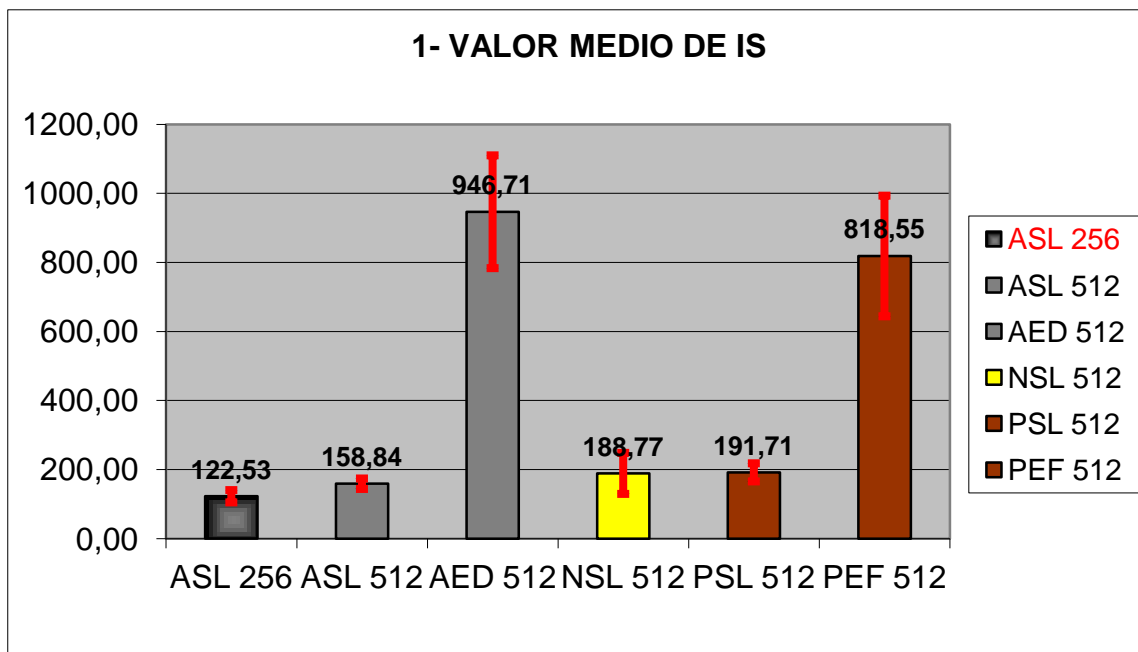
Animales adultos con edema por decúbito. El valor de IS media fue de en torno a 947 unidades aproximadamente, el gris principal tuvo un valor medio de tono de 12,78 y el secundario de 8,89. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,33, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,25mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 10,19mm.

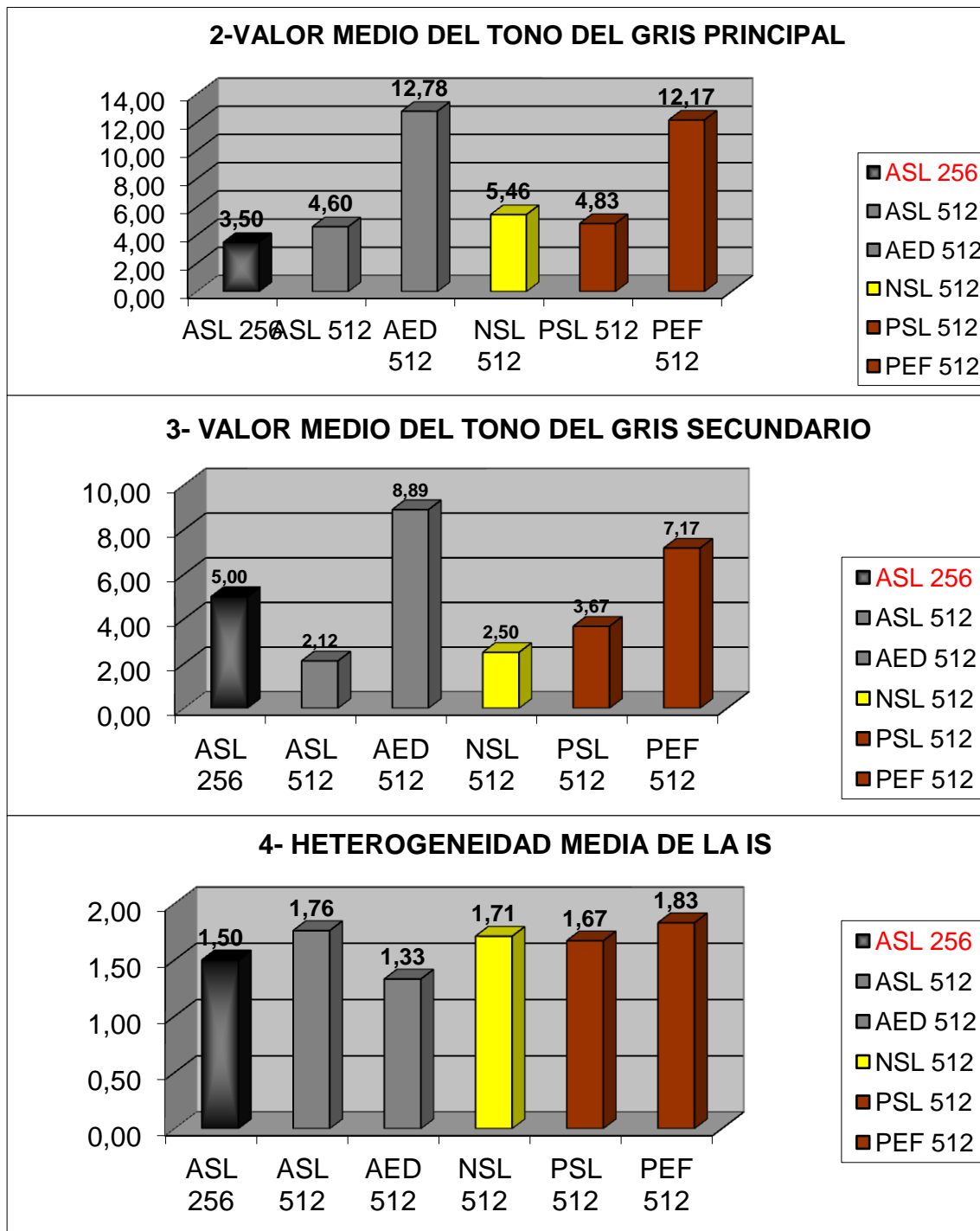
Animales neonatos sin lesión. La IS media fue de en torno a 189 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 5,46 y el secundario de 2,5. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,71, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,03mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 0,98mm.

Potrillos sin lesión. La IS media fue de en torno a 192 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 4,83 y el secundario de 3,67. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,67, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,21mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 1,22mm.

Potrillos con edema por fractura. La IS media fue de en torno a 818 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 12,17 y el secundario de 7,17. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,83, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,33mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 6,22mm.

Los promedios de los resultados de los parámetros estudiados en la capa interna, para la potenciación en DP mediante la secuencia del tipo SE, se representan de forma gráfica a continuación en la Figura 158.





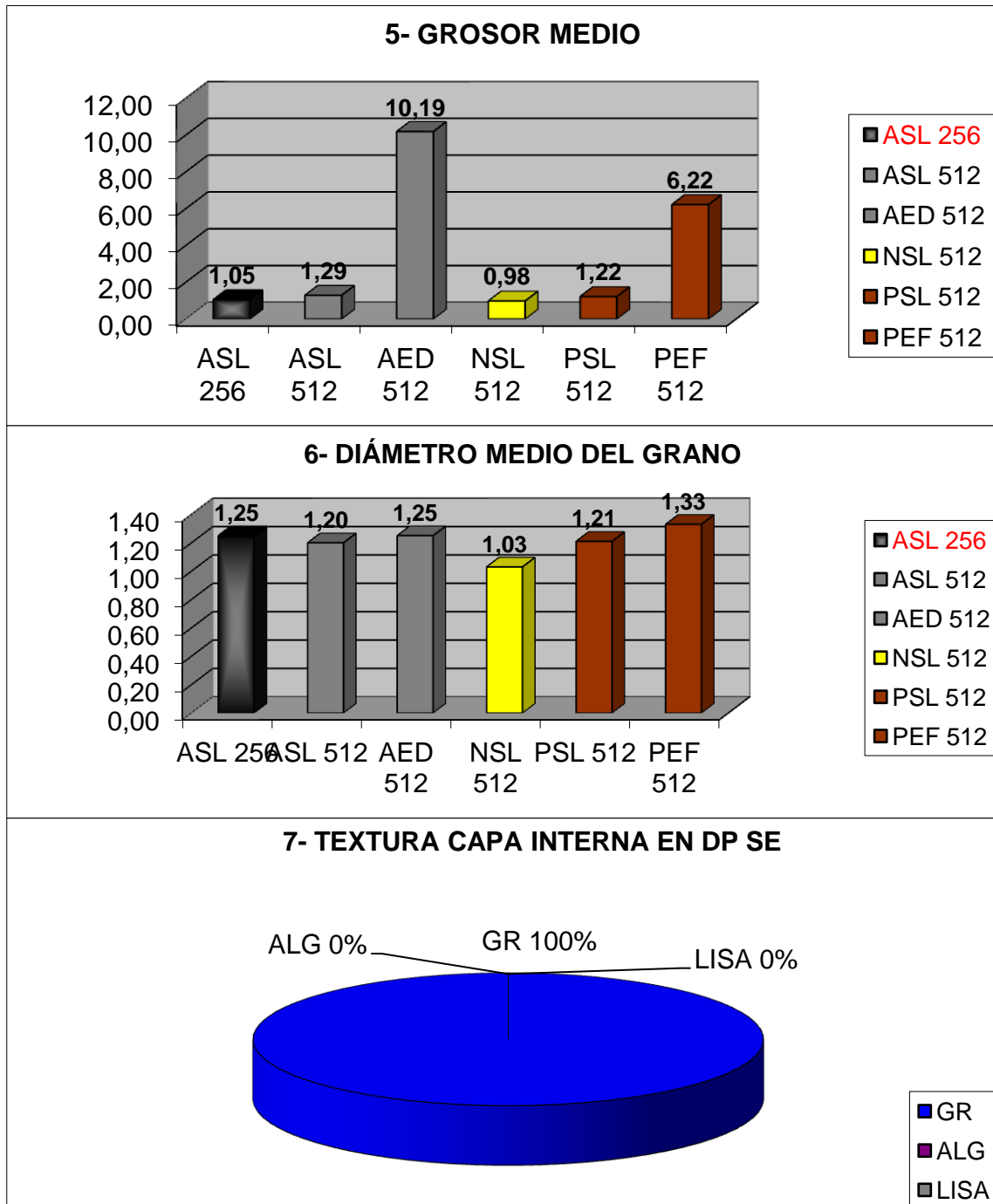


Figura 158. Representación gráfica de la comparación de las medias de los resultados de la capa interna, obtenidos a partir de las imágenes potenciadas en DP SE, en los distintos parámetros estudiados, en función del grupo al que pertenecen las imágenes; en la gráfica 1 se representan los intervalos de confianza para cada medio. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ASL 256 (adultos sin lesión con FOV 256); ASL 512 (adultos sin lesión con FOV 512); NSL 512 (neonatos sin lesión con FOV 512); PSL 512 (potrillos sin lesión con FOV 512); AED 512 (adultos con edema por decúbito con FOV 512); PEF 512 (potrillos con edema y hemorragia por fractura con FOV 512); IS (intensidad de señal); GR (textura granular); ALG (textura algodonosa); LISA (textura lisa).

Si atendemos a la gráfica 1 de la Figura 158 vemos que, al igual que ocurría para T1 SE, la capa interna es la más afectada en los casos de edema por decúbito o como consecuencia de un traumatismo con inflamación y hemorragia.

En correspondencia con esta observación, vemos que, si atendemos a la calificación subjetiva de esta capa mediante tonos de gris (gráficas 2 y 3, Figura 158), son estos grupos afectados por lesiones a nivel de la piel los que presentan, con gran diferencia, un mayor tono, tanto de gris principal o predominante como de gris secundario.

Cuando atendemos a la heterogeneidad (gráfica 4, Figura 158), no hay casi diferencias, dándose incluso el caso de que el grupo de adultos con edema por decúbito tiende a poseer una mayor homogeneidad en esta capa.

Si atendemos al grosor medio, vemos que, en los animales sanos, se mueve en torno a 1 mm cuando se mide con la herramienta Osiris 4.19 para esta potenciación; sin embargo, los grupos afectados por lesiones en la piel presentan un grosor medio entre 6 y 10 veces superior a lo normal (gráfica 5, Figura 158).

El diámetro medio del grano (gráfica 6, Figura 158) se mueve entre 1 mm y algo más de 1,3 mm, siendo el grupo de animales de menor tamaño (neonatos), el que presenta el menor tamaño. En todas las imágenes, nuevamente, vemos que la textura de esta capa se calificó como granular (gráfica 7, Figura 158).

5.1.1.2.D. RUIDO

Al igual que en T1 SE, todas las imágenes estudiadas fueron aptas para la valoración de la señal producida por el aire. Los resultados del análisis de las áreas de aire, seleccionadas en las imágenes potenciadas en DP SE, se exponen tabulados a continuación en la Figura 160.



Figura 159. Corte sagital del carpo de un neonato potenciado en DP SE, donde se indica las zonas de señal originada a partir del aire y la zona carente de señal de la periferia del campo de visión.

1- SEÑAL DEL AIRE 256 DP SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	4	13,30	5,73	8,05	21,46	8,05	5,62	7,68	18,92
GRIS PRINCIPAL	4	0,50	0,00	0,5	0,5	0,5	NP	NP	NP
GRIS SECUNDARIO	4	0,38	0,25	0	0,5	0,5	0,24	0,14	0,62
HETEROGENEIDAD	4	1,25	0,50	1	2	1	0,49	0,76	1,74
TAMAÑO DEL GRANO *	4	1,44	0,38	1,25	2	1,25	0,37	1,07	1,81

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	4	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	4	100,00%	100,00%		

2- SEÑAL DEL AIRE 512 DP									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	155	27,50	9,36	5,35	47,31	29,3	1,47	26,03	28,97

GRIS PRINCIPAL	155	0,48	0,09	0	0,5	0,5	0,01	0,47	0,49
GRIS SECUNDARIO	155	1,68	0,85	0,5	4,5	1,5	0,13	1,55	1,81
HETEROGENEIDAD	155	2,18	0,61	1	3	2	0,10	2,08	2,28
TAMAÑO DEL GRANO *	155	0,95	0,17	0,35	1,5	1	0,03	0,92	0,98

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	155	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	155	100,00%	100,00%		

Figura 160. Tablas con los resultados obtenidos a partir del aire, en las imágenes potenciadas en DP SE, para los distintos parámetros estudiados; DS representa la desviación estándar, Min. el valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR textura granular, ALG textura algodonosa, LISA textura lisa. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). SEÑAL DEL AIRE 256 son los resultados provenientes de las imágenes con un FOV 256 y SEÑAL DEL AIRE 512 el equivalente para las imágenes con FOV 512; IS (intensidad de señal).

Visto todo lo expuesto hasta aquí, y teniendo en cuenta los valores de grosor de corte y el espacio entre los mismos, tal y como están señalados en el apartado de material y métodos, la **IRM de la señal del aire circundante en DP**, obtenida mediante la secuencia de pulsos convencional SE, se puede describir, utilizando los parámetros analizados en este trabajo, de la forma que se expone a continuación:

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 256:

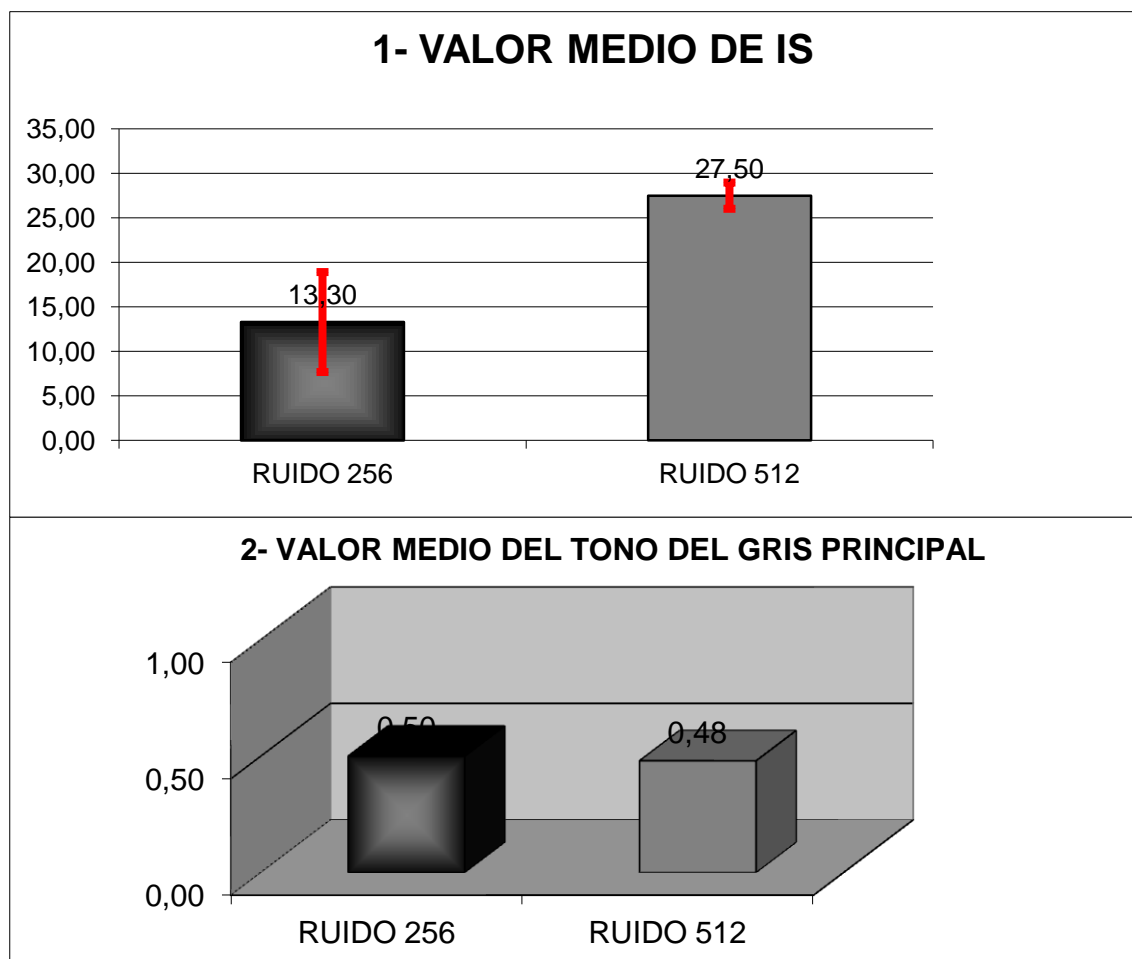
Se trata de un espacio de la imagen con un valor de IS media de en torno a 13 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 0,5 y uno secundario de 0,38. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,25, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,44mm.

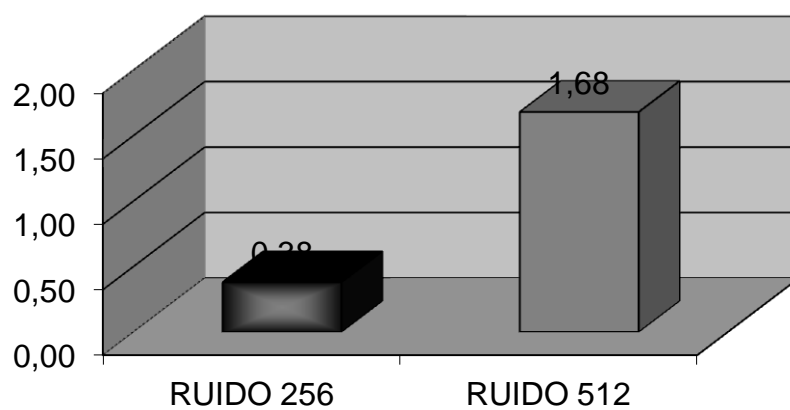
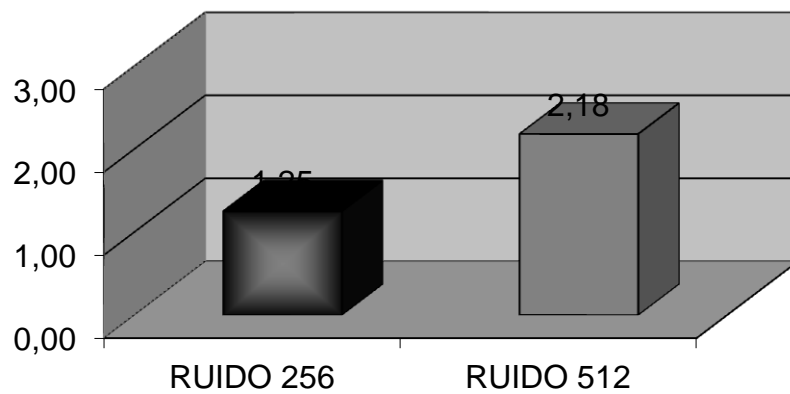
Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 512:

El valor de IS media de este espacio de la imagen es de en torno a 27 unidades aproximadamente, el gris principal tiene un valor medio de tono de 0,48 y el secundario

de 1,68. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2,18, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 0,95mm.

Las medias de estos resultados se representan gráficamente a continuación en la Figura 161.



3- VALOR MEDIO DEL TONO DEL GRIS SECUNDARIO**4- HETEROGENEIDAD DE LA IS**

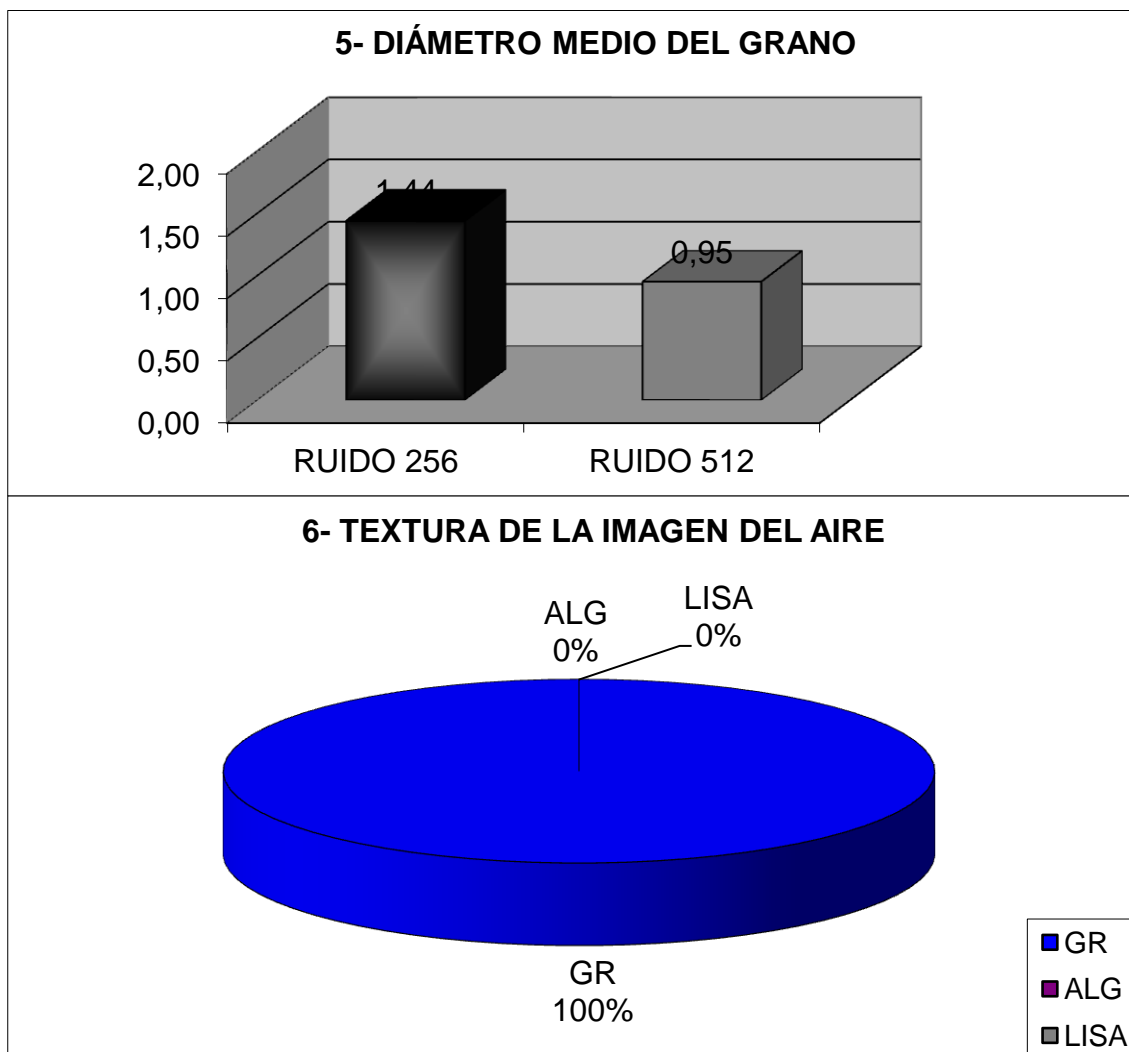


Figura 161. Representación gráfica de las medias de los datos representados en las tablas de la Figura 160, comparando los dos grupos de imágenes potenciadas en DP SE según su mayor o menor FOV y matriz; en la gráfica 1, se representa los intervalos de confianza para cada media. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). IS (intensidad de señal); GR (textura granular); ALG (textura algodonosa); LISA (textura lisa).

Vemos, por los resultados obtenidos, que a partir de las imágenes con una mayor matriz y FOV, se recoge una mayor señal proveniente del aire, lo que implica que el ruido o interferencia, en estas, es mayor que en las imágenes obtenidas con un menor FOV y matriz (gráfica 1, Figura 161).

El gris principal es muy similar en los dos grupos; sin embargo, el secundario o minoritario, que en este caso es el que tiene un tono de gris más claro o elevado, marca una diferencia notable a favor de las imágenes con mayor FOV, lo que concuerda con la mayor IS recogida de este grupo (gráficas 2 y 3, Figura 161).

La heterogeneidad también es más acusada en las imágenes con mayor ancho de ventana (gráfica 4, Figura 161).

Como en todos los casos estudiados hasta ahora, el diámetro del grano vuelve a ser notablemente mayor en las imágenes de menor ancho de ventana y matriz (gráfica 5, Figura 161).

La textura en todos los casos se clasificó como granular.

5.1.1.2.E. OTRAS OBSERVACIONES SOBRE LAS IMÁGENES POTENCIADAS EN DP SE DE LA PIEL

Si atendemos a la aptitud de las imágenes para la valoración de las diferentes capas de la piel en esta potenciación, podemos afirmar que, la capa más externa, aunque hiperintensa también en relación a la capa colágena, resulta algo más difícil de identificar que en T1 SE; además, no en todos los lugares en los que se puede discriminar las capas externa y media, puede diferenciarse la capa o línea interna hiperintensa que se correspondería con hipodermis. Debido a esto, normalmente, si en un plano de corte se puede identificar una determinada porción o recorrido perimetral de las dos capas de la dermis, en las zonas en que ese plano corta perpendicularmente a la superficie tegumentaria y, por tanto, el artefacto de volumen parcial se minimiza, como máximo, usualmente, identificaremos el mismo tramo o recorrido de hipodermis, pero, lo más frecuente es que, dependiendo del tejido que aparezca bajo ésta, el tramo de hipodermis que podremos identificar será menor. En la extremidad, aunque bajo la hipodermis normalmente se encuentra la fascia, y ésta es de naturaleza fibrosa y teóricamente de baja intensidad de señal, si su grosor es demasiado pequeño, puede quedar oculta o enmascarada por el artefacto de volumen parcial.

En esta potenciación, además, al igual que en T1 SE, en algunas imágenes de neonatos, se puede observar cómo la capa externa hiperintensa, en algunas zonas en que es más gruesa, como por ejemplo en la parte distal de la cuartilla, se subdivide en otras dos, de las que la más interna, a la observación subjetiva, se ve con un mayor tono de gris o intensidad de señal (Figura 162).

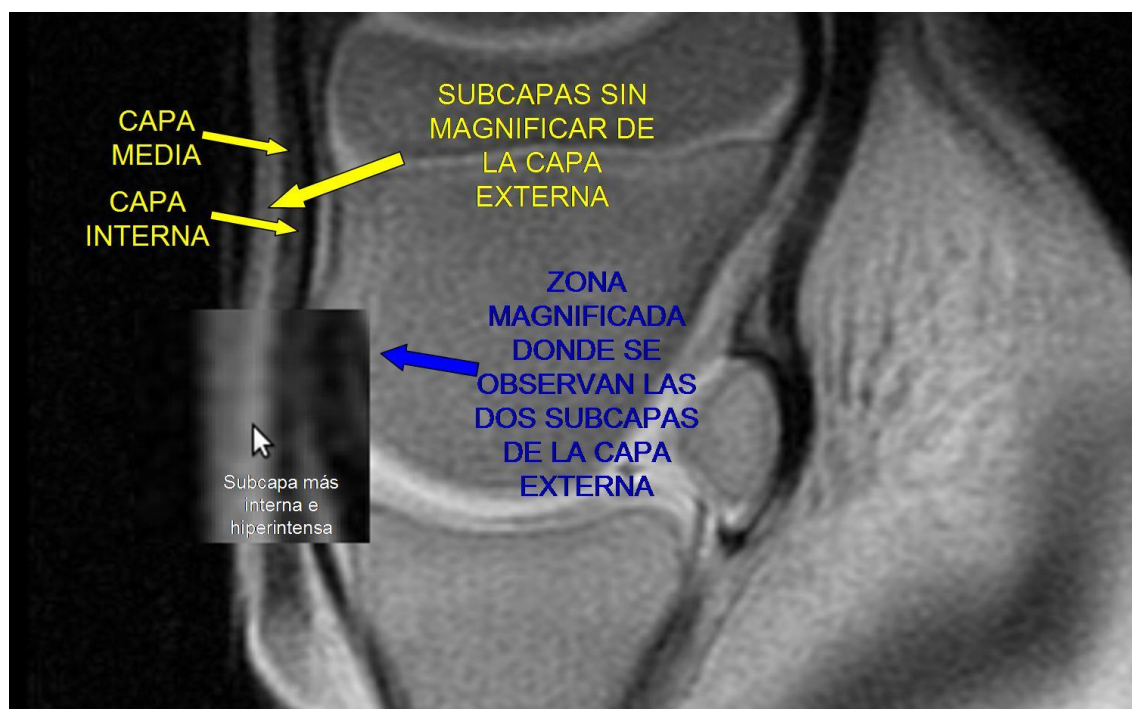


Figura 162. Corte sagital, potenciado en DP SE, de la parte distal de la cuartilla y proximal del casco de un neonato. Se señala mediante flechas amarillas las tres capas de la piel, mediante una flecha azul la magnificación parcial de la capa externa y mediante una pequeña flecha blanca la subcapa interna hiperintensa de la capa exterior.

La subcapa más externa, distalmente, parece continuarse con el corion perióplico y el periople, y la más interna e hiperintensa parece continuarse con el corion coronario (Figura 163).

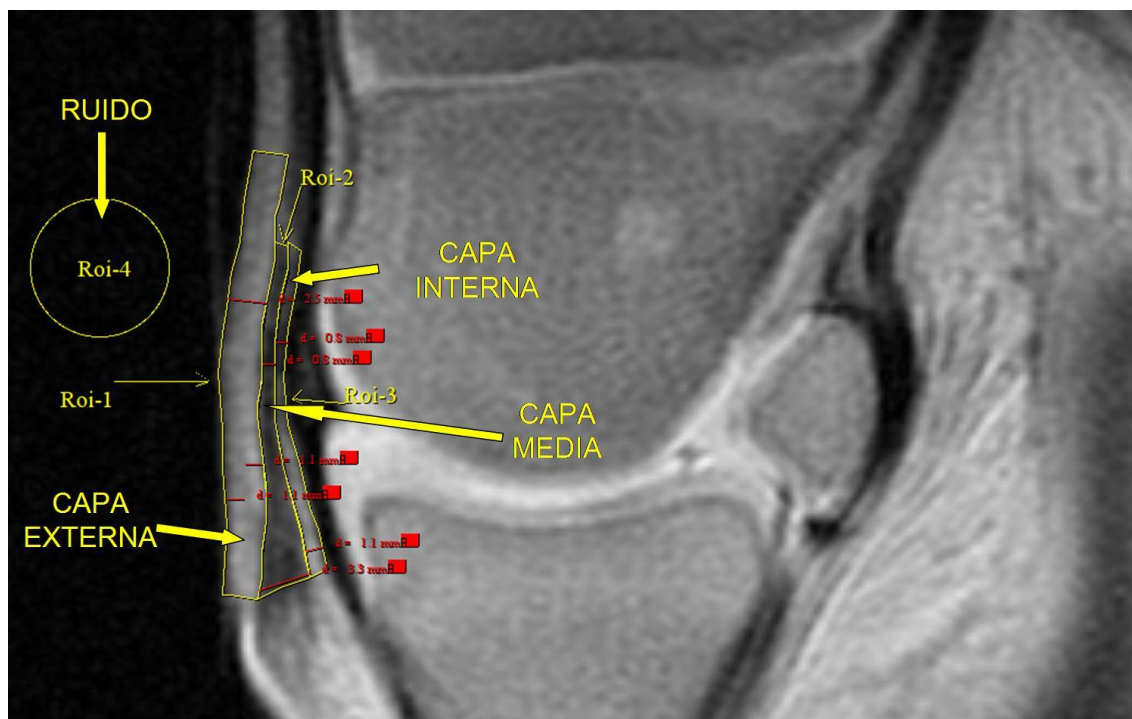


Figura 163. Corte sagital, potenciado en DP SE, de la parte distal de la cuartilla y proximal del casco de un neonato. Se señala mediante el color rojo los grosores de las tres capas de la piel y de las dos subcapas de la externa. Se puede apreciar como parece que la subcapa externa se continúa con el periople y la interna con el corion coronario.

Como ya se ha señalado al hablar de la capa interna, aunque las imágenes en DP SE, de forma similar a las potenciadas en T1 SE, ofrecen una buena calidad general y, en ocasiones, incluso una mejor resolución, no siempre se puede seleccionar adecuadamente la capa interna de la piel en los lugares y con las dimensiones que sí se puede hacer para la capa externa e incluso la media; esto suele depender del contraste con los tejidos que la delimitan hacia el interior, como se puede apreciar en las siguientes imágenes (Figura 164 y Figura 165).

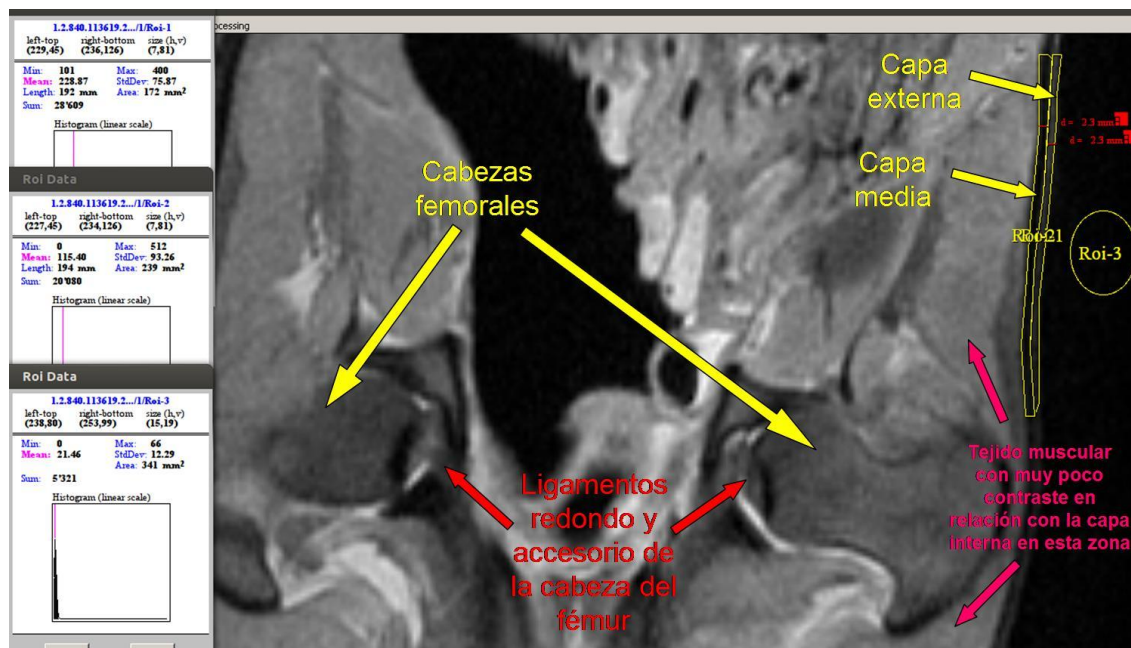


Figura 164. Imagen, potenciada en DP SE, de un corte transversal respecto a la extremidad posterior y coronal respecto al tronco, a nivel de la articulación coxofemoral de un equino adulto; se puede apreciar las capas externa y media, sin embargo la interna no posee un contraste suficiente como para delimitarse con precisión. A la izquierda, de arriba abajo, se muestran los resultados obtenidos en cuanto a intensidad de señal y área de las zonas seleccionadas para la capa externa, la capa media y el ruido.

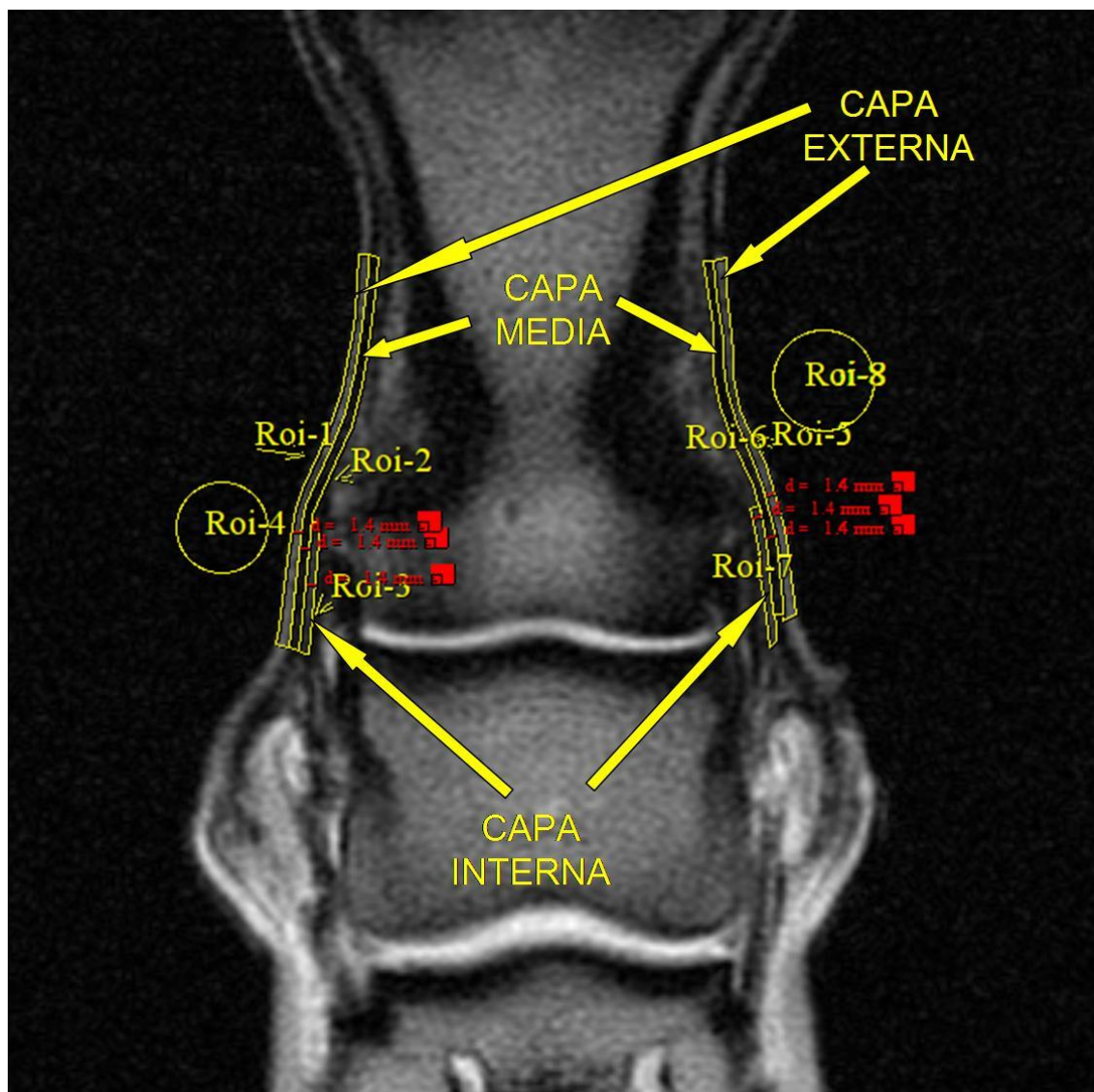


Figura 165. Imagen, potenciada en DP SE, de un corte coronal de la cuartilla y parte del casco de un caballo adulto con las áreas de ruido y de las tres capas de la piel seleccionadas.

5.1.1.3. IMÁGENES POTENCIADAS EN T2 FSE DE LA PIEL Y EL RUIDO

En esta potenciación, como en las otras vistas hasta ahora, se distinguen las tres capas descritas en la IRM de la piel; es decir, también encontramos una capa externa, una media y una interna, siendo nuevamente, la externa y la interna hiperintensas en relación a la media (Figura 166); sin embargo, la frecuencia con la que aparecen, con calidad suficiente para su estudio, varía en relación a T1 SE y DP SE, siendo aquí, notablemente menor (Figura 167).

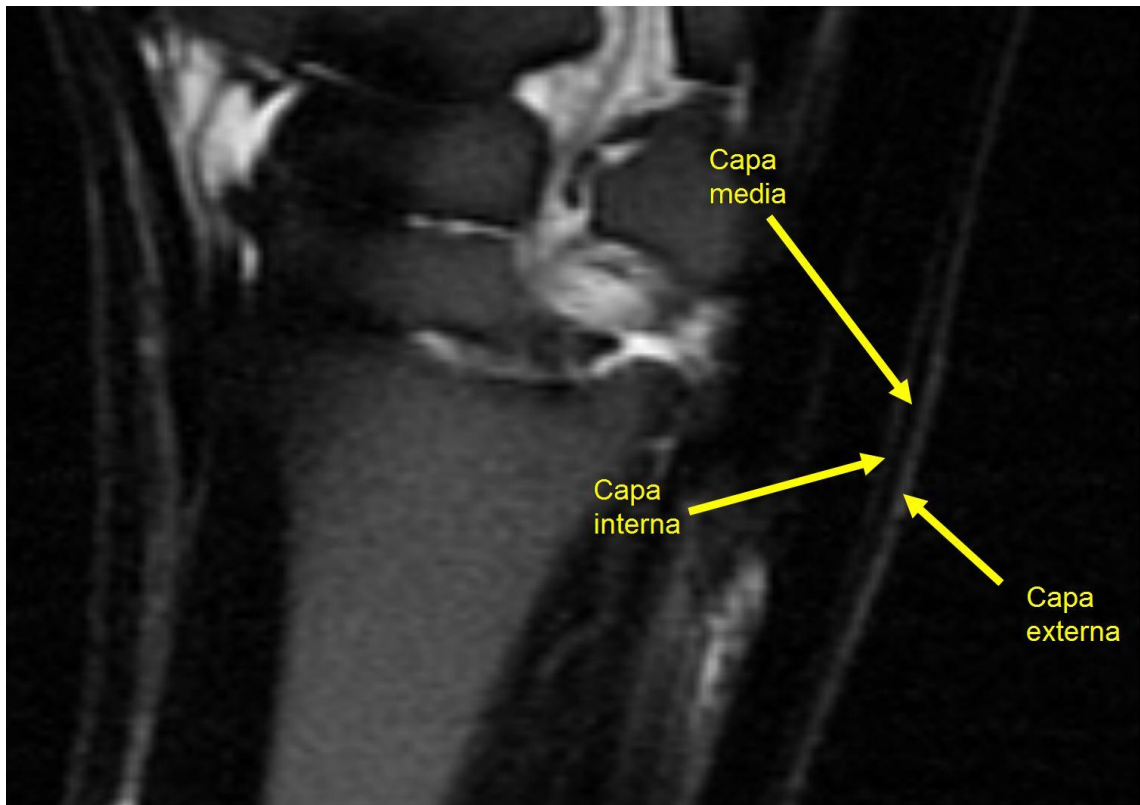


Figura 166. Corte sagital de los dos tercios distales del tarso y el tercio proximal del metatarso de un caballo adulto potenciado en T2 FSE.

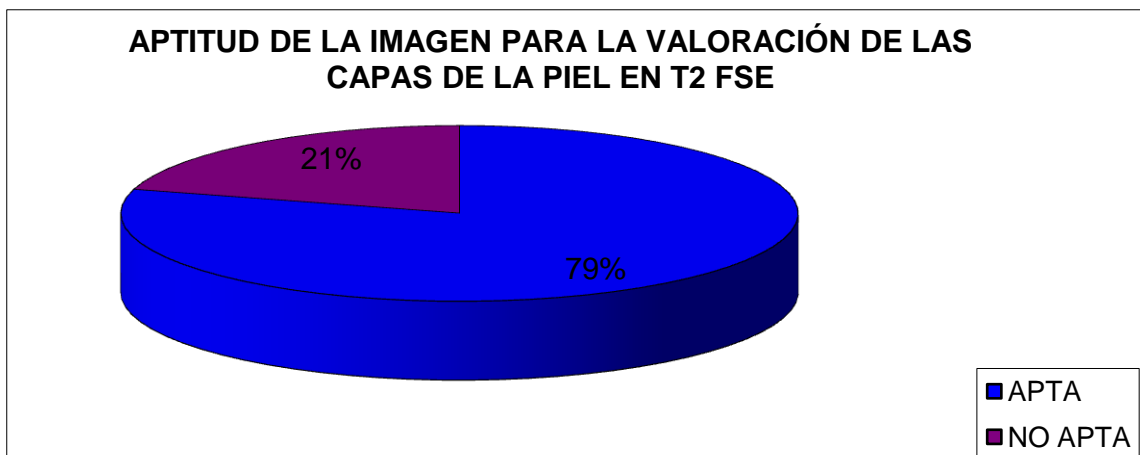


Figura 167. Representación gráfica del porcentaje de imágenes aptas y no aptas para el estudio de alguna de las capas de la piel, en la potenciación T2 FSE, a partir del 100% de las que fueron aptas para el estudio de alguna de esas capas en la potenciación T1 SE. Este porcentaje coincide con el de las imágenes que fueron aptas para la valoración e identificación de la capa externa en esta potenciación, en relación al 100% de las que fueron aptas para la valoración de alguna de las capas en T1 SE.

Si observamos las imágenes aptas para el estudio, disgregadas en función del tamaño de la matriz y el FOV, vemos que hay un porcentaje mucho mayor de imágenes no aptas cuando en FOV y la matriz disminuye (Figura 168 y Figura 169).

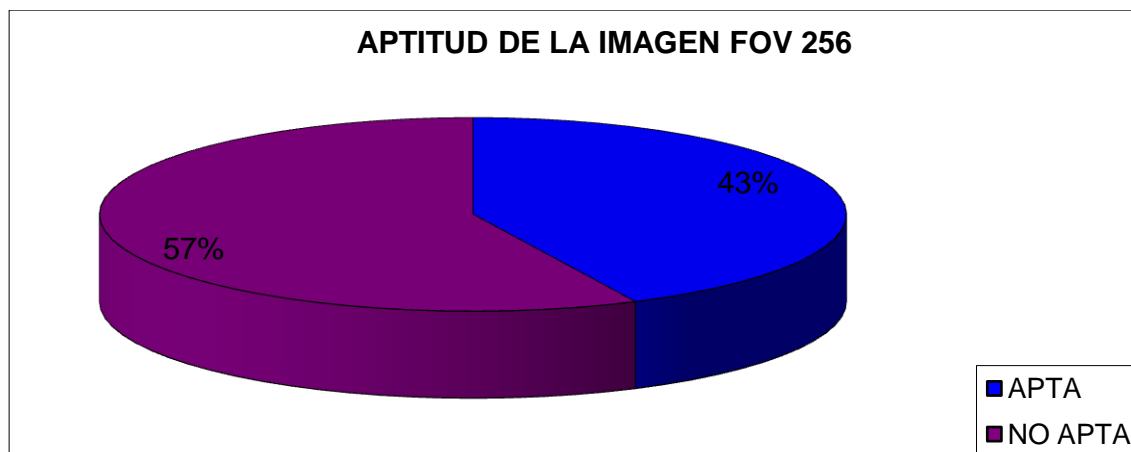


Figura 168. Representación gráfica del porcentaje de imágenes con FOV 256 aptas y no aptas para el estudio de las capas de la piel, en la potenciación T2 FSE, a partir del 100% de las que fueron aptas con FOV 256 en la potenciación T1 SE. Este porcentaje coincide con el de las imágenes que fueron aptas para la valoración e identificación de la capa externa en esta potenciación, en relación al 100% de las que fueron aptas para la valoración de alguna de las capas en T1 SE.

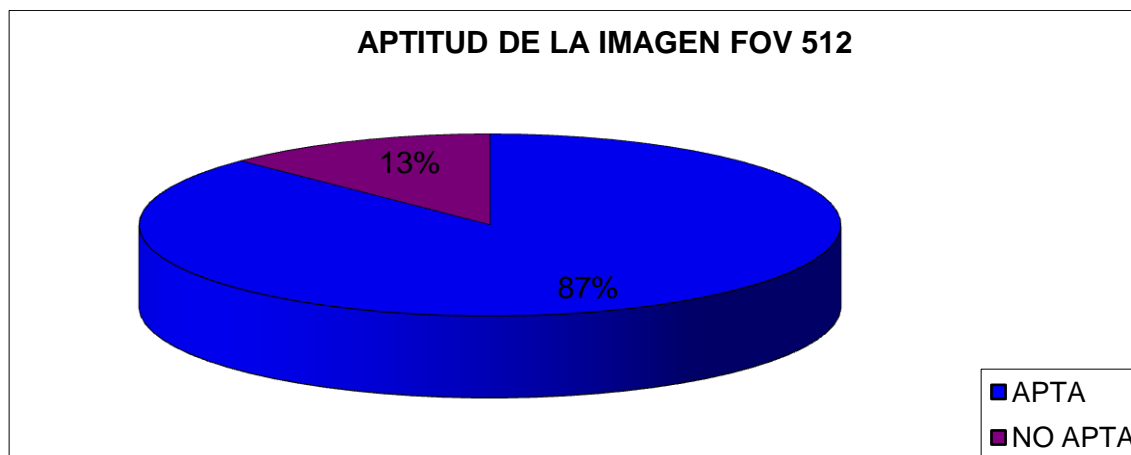


Figura 169. Representación gráfica del porcentaje de imágenes con FOV 512 aptas y no aptas para el estudio de las capas de la piel, en la potenciación T2 FSE, a partir del 100% de las que fueron aptas con FOV 512 en la potenciación T1 SE. El porcentaje coincide con el de las imágenes que fueron aptas para la valoración e identificación de la capa externa en esta potenciación, en relación al 100% de las que fueron aptas para la valoración de alguna de las capas en T1 SE.

5.1.1.3.A. CAPA EXTERNA

Como se puede apreciar en las gráficas de las Figura 167, Figura 168 y Figura 169, aunque esta capa, en esta potenciación, da lugar en la IRM a una línea hiperintensa

respecto al aire y a la capa inmediatamente inferior (Figura 170), resulta menos frecuente poder identificarla en estas imágenes que en las potenciadas en T1 SE, y también que en las potenciadas en DP SE que tienen un porcentaje de aptitud muy similar a las T1 SE.

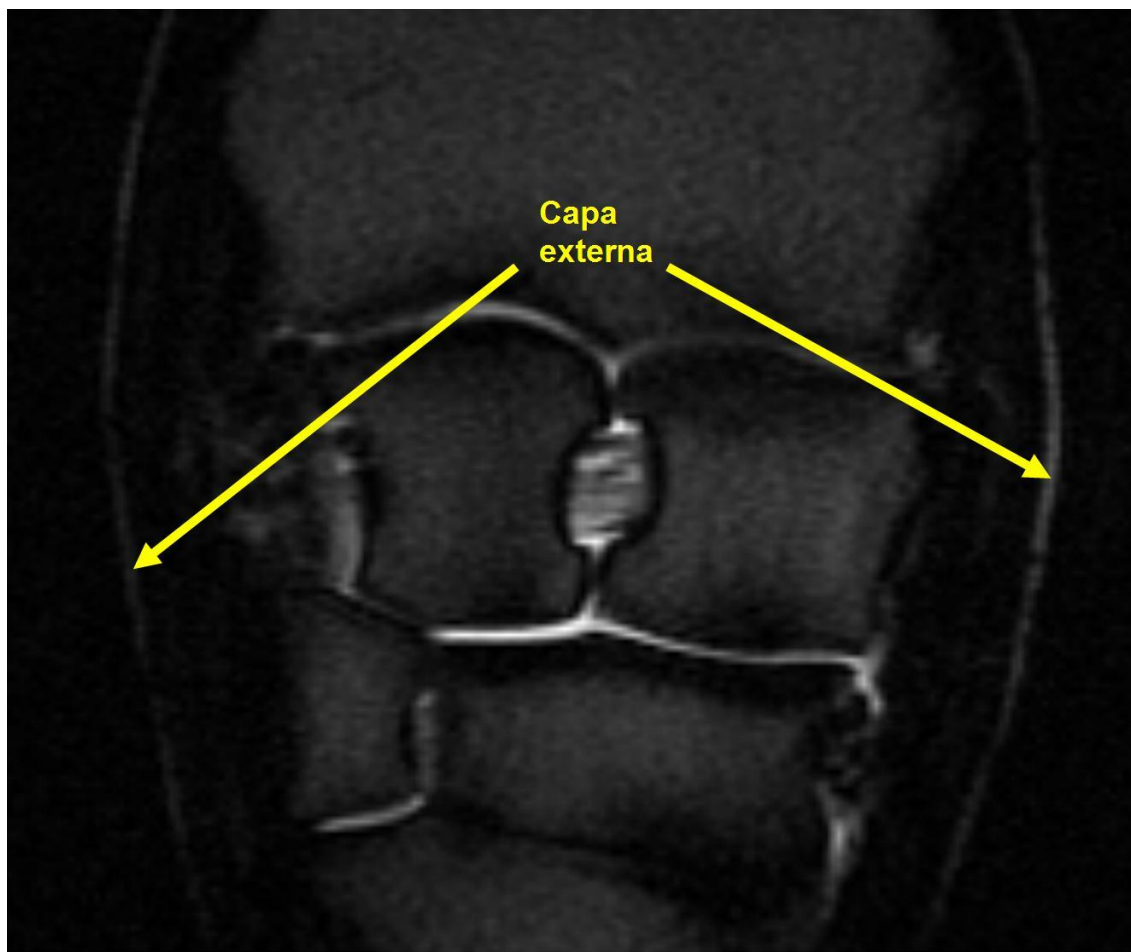


Figura 170. Corte coronal, potenciado en T2 FSE, del carpo de un caballo adulto en el que se señala la capa externa de la piel.

Los datos obtenidos de los parámetros estudiados para esta capa, en esta potenciación, se exponen tabulados a continuación en la Figura 171.

1- ASL 256 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	15	89,23	51,42	44,89	253,31	58,36	26,02	63,21	115,25
GRIS PRINCIPAL	15	3,23	2,99	0,5	11,5	0,5	1,51	1,72	4,75
GRIS SECUNDARIO	15	2,37	2,07	0,5	8,5	2,5	1,05	1,32	3,41

HETEROGENEIDAD	15	1,33	0,62	0	2	1	0,31	1,02	1,64
GROSOR	15	2,01	0,78	0,9	4	1,9	0,39	1,62	2,40
TAMAÑO DEL GRANO *	14	1,55	0,30	1	2,25	1,5	0,16	1,39	1,71

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	14	93,33%	93,33%	68,05%	99,83%
LISA	1	6,67%	100,00%	0,17%	31,95%
TOTAL	15	100,00%	100,00%		

2- ASL 512 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	95	96,54	40,36	39,31	360,22	119	8,12	88,42	104,66
GRIS PRINCIPAL	95	3,25	1,98	1	9,5	1,5	0,40	2,85	3,65
GRIS SECUNDARIO	96	1,10	0,54	0,73	0	4,5	0,11	0,99	1,21
HETEROGENEIDAD	95	2,05	0,49	1	3	2	0,10	1,95	2,15
GROSOR	95	1,62	0,44	0,9	2,7	1,4	0,09	1,53	1,71
TAMAÑO DEL GRANO *	95	1,33	0,22	0,75	2	1,25	0,04	1,29	1,37

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	95	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	95	100,00%	100,00%		

3- AED 512 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	4	117,94	38,00	71,66	151,11	71,66	37,24	80,70	155,18
GRIS PRINCIPAL	4	1,50	0,00	1,5	1,5	1,5	NP	NP	NP
GRIS SECUNDARIO	4	0,50	0,00	0	0,5	0,5	0,50	0,00	1,00

HETEROGENEIDAD	4	1,75	0,50	1	2	2	0,49	1,26	2,24
GROSOR	4	1,43	0,61	0,9	2	0,9	0,60	0,83	2,02
TAMAÑO DEL GRANO *	4	1,25	0,29	1	1,5	1	0,28	0,97	1,53

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	4	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	4	100,00%	100,00%		

4- NSL 512 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	27	105,69	80,93	18,53	276,81	18,53	30,53	75,16	136,22
GRIS PRINCIPAL	27	4,65	1,66	1,5	8,5	3,5	0,63	4,02	5,28
GRIS SECUNDARIO	27	1,56	0,43	0,66	0,5	2,5	1,50	0,06	3,06
HETEROGENEIDAD	27	1,81	0,62	1	3	2	0,23	1,58	2,04
GROSOR	27	1,28	0,37	0,5	1,9	1,4	0,14	1,14	1,42
TAMAÑO DEL GRANO *	27	1,11	0,28	0,5	1,5	1,25	0,11	1,00	1,22

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	27	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	27	100,00%	100,00%		

5- PSL 512 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	6	135,84	16,34	106,77	151,51	106,8	13,07	122,77	148,91
GRIS PRINCIPAL	6	4,00	0,84	3,5	5,5	3,5	0,67	3,33	4,67
GRIS SECUNDARIO	6	1,83	0,27	0,52	1,5	2,5	1,50	0,33	3,33

HETEROGENEIDAD	6	1,67	0,52	1	2	2	0,42	1,25	2,09
GROSOR	6	1,63	0,53	1	2,5	1,4	0,43	1,21	2,06
TAMAÑO DEL GRANO *	6	1,33	0,13	1,25	1,5	1,25	0,10	1,23	1,43

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	6	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	6	100,00%	100,00%		

6- PEF 512 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	7	222,86	43,58	152,75	297,6	152,8	32,28	190,58	255,14
GRIS PRINCIPAL	7	4,07	1,13	2,5	5,5	3,5	0,84	3,23	4,91
GRIS SECUNDARIO	7	1,79	0,24	0,49	1,5	2,5	1,50	0,29	3,29
HETEROGENEIDAD	7	1,43	0,53	1	2	1	0,39	1,04	1,82
GROSOR	7	1,87	0,58	0,9	2,7	1,6	0,43	1,44	2,30
TAMAÑO DEL GRANO *	7	1,43	0,12	1,25	1,5	1,5	0,09	1,34	1,52

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	7	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	7	100,00%	100,00%		

Figura 171. Tablas con los resultados de la capa externa hiperintensa de la piel, para los distintos parámetros estudiados en T2 FSE; DS representa la desviación estándar, Min. el valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR textura granular, ALG textura algodonosa, LISA textura lisa y NP representa “no procede” (por ser el valor de la DS igual a 0). Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ASL 256 (adultos sin lesión con FOV 256); ASL 512 (adultos sin lesión con FOV 512); NSL 512 (neonatos sin lesión con FOV 512); PSL 512 (potrillos sin lesión con FOV 512); AED 512 (adultos con edema por decúbito con FOV 512); PEF 512 (potrillos con edema y hemorragia por fractura con FOV 512); IS (intensidad de señal).

Visto todo lo expuesto hasta aquí, y teniendo en cuenta los valores del grosor de corte y el espacio entre los mismos, tal y como están señalados en el apartado de material y métodos, la **IRM de la capa externa de la piel en T2**, obtenida mediante la secuencia de pulsos convencional SE con la opción *Fast (FSE)*, se puede describir para cada grupo animal estudiado, utilizando los parámetros analizados en este trabajo, de la forma que se expone a continuación:

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 256:

Animales adultos sin lesión. Se trata de una estructura con un valor de IS media de en torno a 89 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 3,23 y uno secundario de 2,37. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,33, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se repartió, entre lisa y granular, con una frecuencia de 6,7% y 93,3% respectivamente, presentando el grano de la imagen, en esta última, un diámetro medio de 1,55mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 2,01mm.

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 512:

Animales adultos sin lesión. Presentaban un valor de IS media de en torno a 96 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 3,25 y uno secundario de 1,1. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2,05 en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,33mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,62mm.

Animales adultos con edema por decúbito. El valor de IS media fue de en torno a 118 unidades aproximadamente, el gris principal tuvo un valor medio de tono de 1,5 y el secundario de 0,5. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,75, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,25mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,43mm.

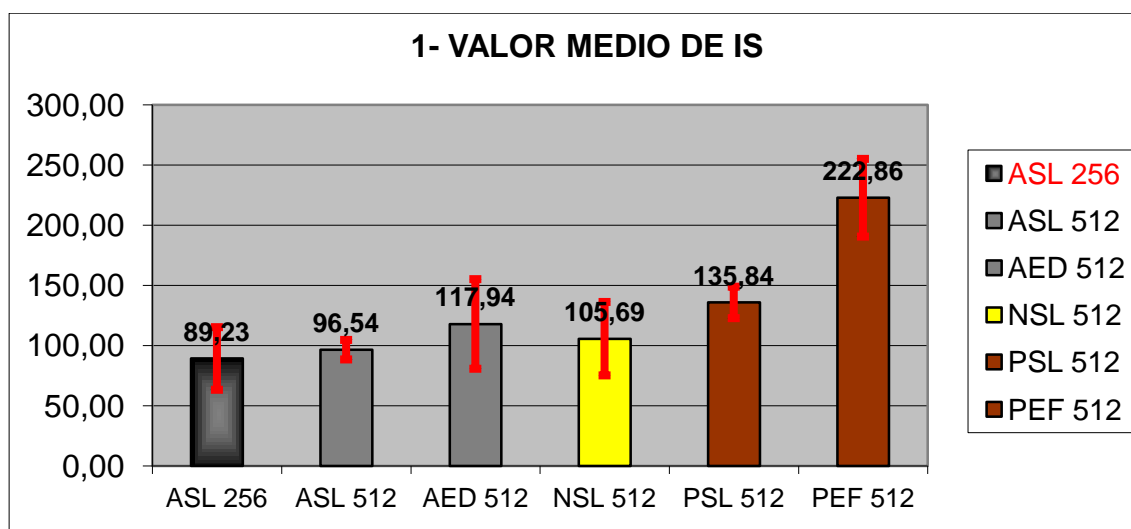
Animales neonatos sin lesión. La IS media fue de en torno a 106 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 4,65 y el secundario de 1,56. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,81, en una escala

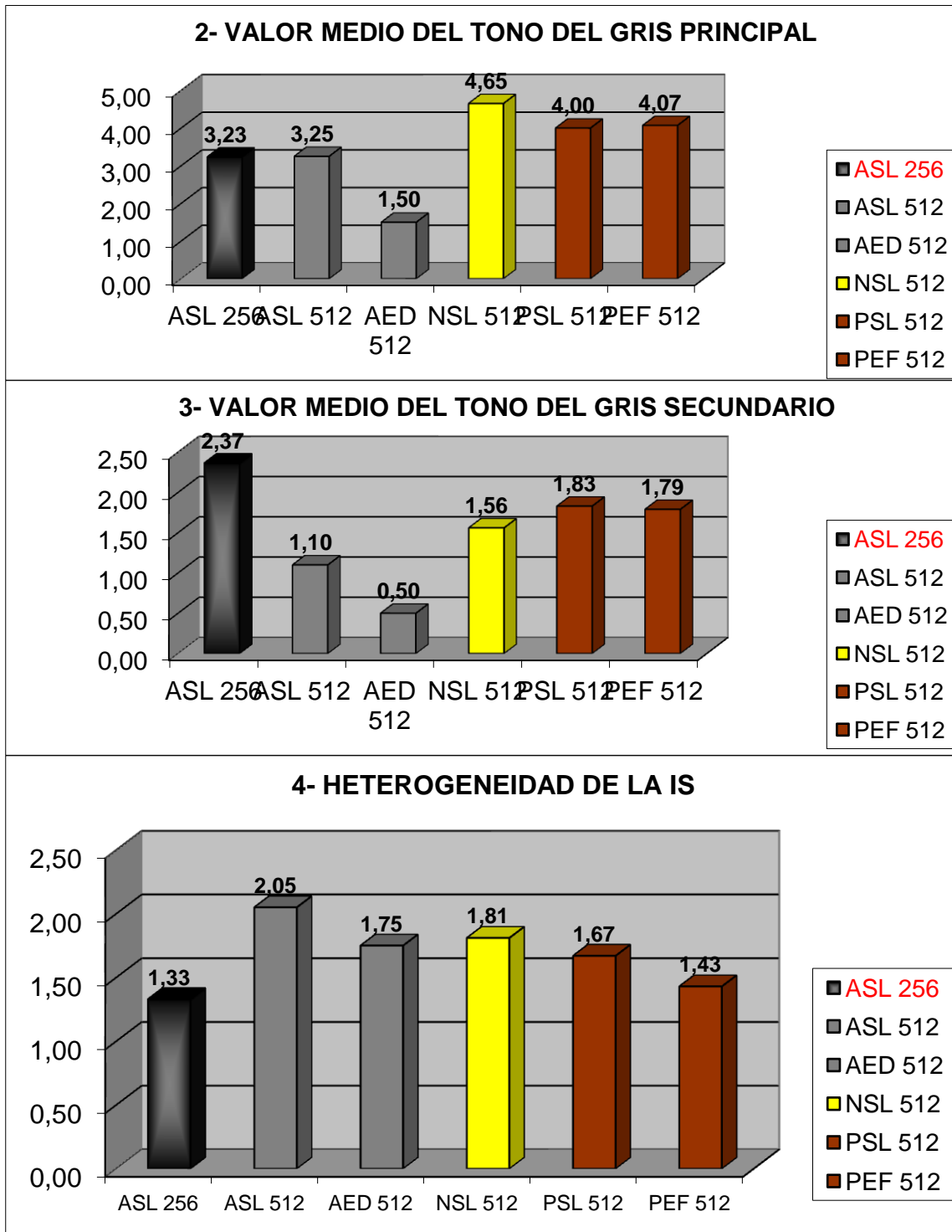
del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,11mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 1,28mm.

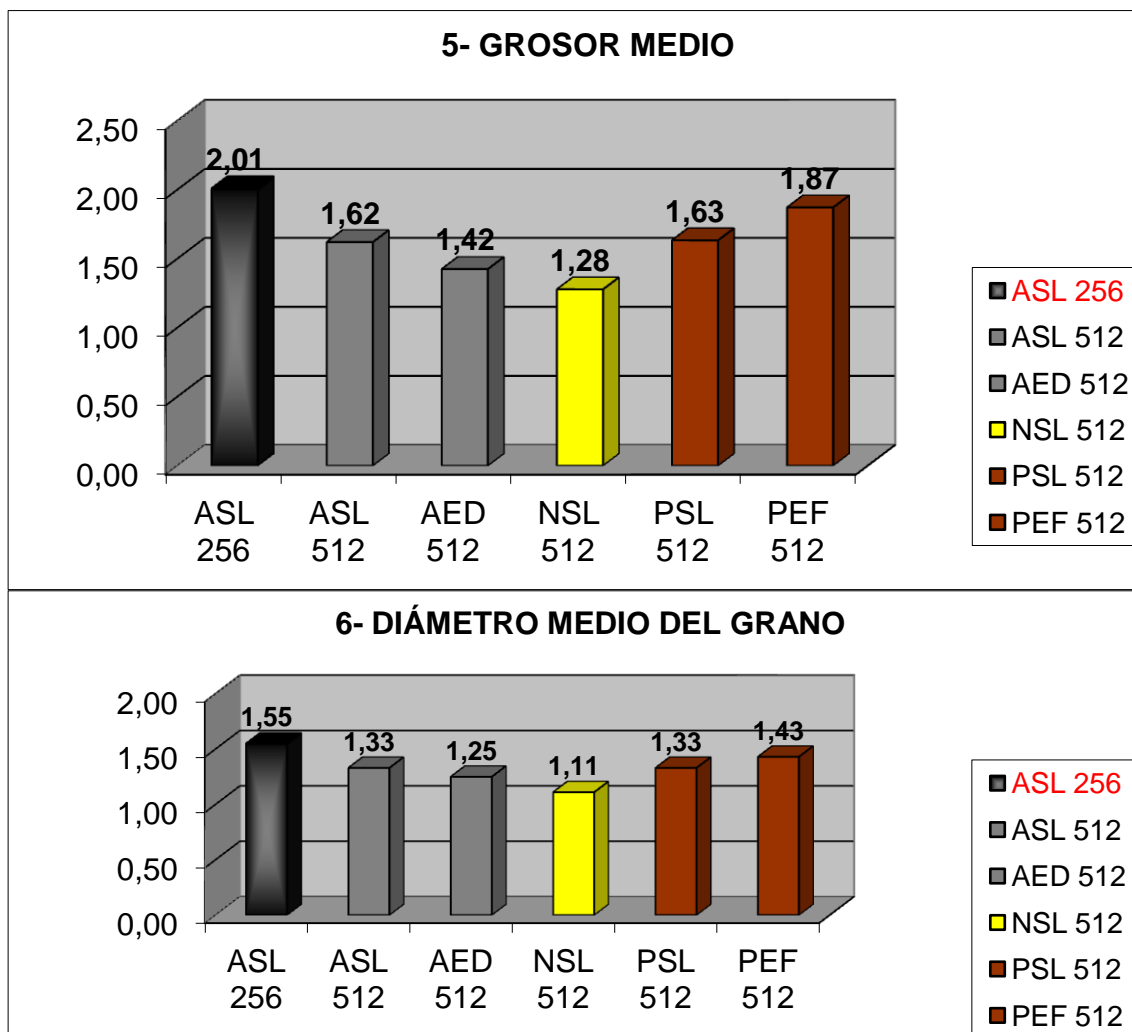
Potrillos sin lesión. La IS media fue de en torno a 136 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 4 y el secundario de 1,83. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,67, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,33mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 1,63mm.

Potrillos con edema por fractura. La IS media fue de en torno a 223 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 4,07 y el secundario de 1,79. La heterogeneidad media se situó en un valor de 1,43, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,43mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 1,87mm.

Los promedios de los resultados de los parámetros estudiados en esta capa se exponen a continuación, de forma gráfica, en la Figura 172.







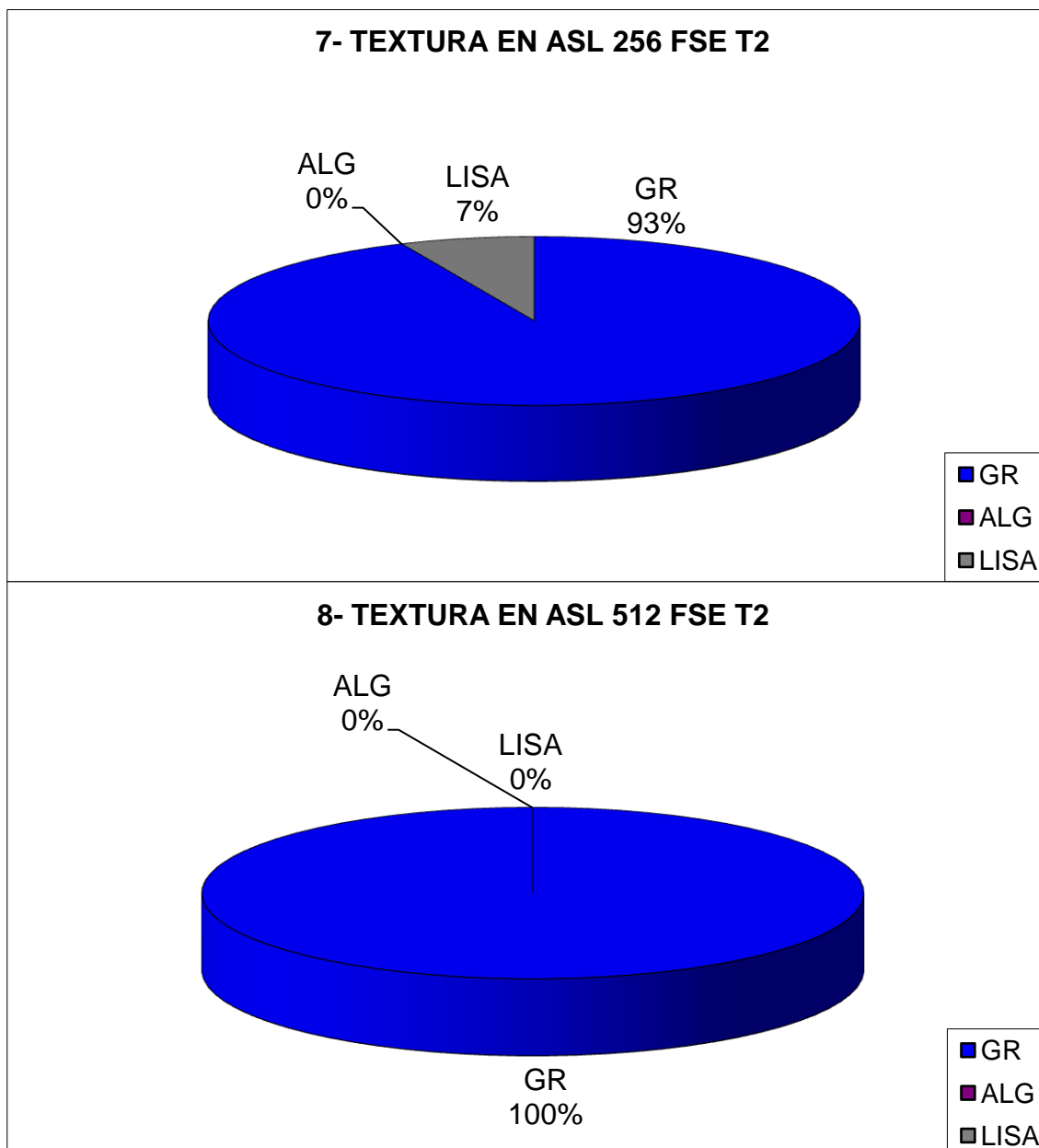


Figura 172. Representación gráfica de la comparación de los valores medios y frecuencias de los resultados obtenidos en la capa externa de la piel, para la potenciación T2 FSE, en los distintos parámetros estudiados en función del grupo al que pertenecen las imágenes; en la gráfica 1 se representan los intervalos de confianza para cada media. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ASL 256 (adultos sin lesión con FOV 256); ASL 512 (adultos sin lesión con FOV 512); NSL 512 (neonatos sin lesión con FOV 512); PSL 512 (potrillos sin lesión con FOV 512); AED 512 (adultos con edema por decúbito con FOV 512); PEF 512 (potrillos con edema y hemorragia por fractura con FOV 512); IS (intensidad de señal); GR (textura granular); ALG (textura algodonosa); LISA (textura lisa).

De los resultados expuestos hemos de destacar que, en cuanto a la intensidad de señal medida con la herramienta de Osiris 4.19®, para esta potenciación, se registra una mayor intensidad en la capa externa en los animales más jóvenes con respecto a los

adultos y, sobre todo, y con mayor intensidad aún, en los animales con lesión a ese nivel respecto a los sanos; estos animales enfermos también registran la mayor variabilidad en cuanto a los resultados, como se puede observar si nos fijamos en la representación gráfica del intervalo de confianza de la gráfica 1 (Figura 172); sin embargo, cuando atendemos a los tonos de gris de la imagen, valorados de forma subjetiva, nos sorprende que, tanto para el gris predominante o principal como para el minoritario o secundario, el grupo de adultos con edema por decúbito es el que presenta, con diferencia, una menor intensidad en esta capa, y que las imágenes con un menor FOV presentan un gris secundario o minoritario que, a la observación, es mucho más claro que en los grupos con mayor FOV y matriz (gráficas 2 y 3, Figura 172). En cuanto a la heterogeneidad, es mayor, como en otras potenciaciones, en las imágenes con un mayor FOV y matriz y, dentro de estas, un poco mayor en los adultos sin lesión (gráfica 4, Figura 172). Respecto al grosor, nuevamente en esta potenciación, como en otras vistas, el mayor grosor corresponde a las imágenes con un menor FOV y matriz (gráfica 5, Figura 172). El diámetro medio del grano vuelve a ser mayor en las imágenes con un mayor tamaño de vóxel o menor matriz y, dentro de las que tienen una misma matriz (FOV 512), el grupo que destaca por un menor tamaño del grano es el de los neonatos. La textura sigue siendo granular en casi todos los casos y, sólo en las imágenes que presentan una mayor homogeneidad (FOV 256), aparece un caso que hemos calificado como de textura lisa (gráfica 7, Figura 172).

5.1.1.3.B. CAPA MEDIA

Esta capa sigue el mismo patrón de hipointensidad, con respecto a las capas externa e interna, que en las otras potenciaciones estudiadas (Figura 173), pero es aún más difícil de identificar y aislar adecuadamente para su estudio, con lo que la frecuencia de imágenes aptas para su valoración disminuye en relación a las otras potenciaciones e incluso a la capa externa en esta misma potenciación (Figura 174).



Figura 173. Corte coronal, de una imagen potenciada en T2 FSE, de la cuartilla de un caballo adulto en el que se señala la capa media de la piel.

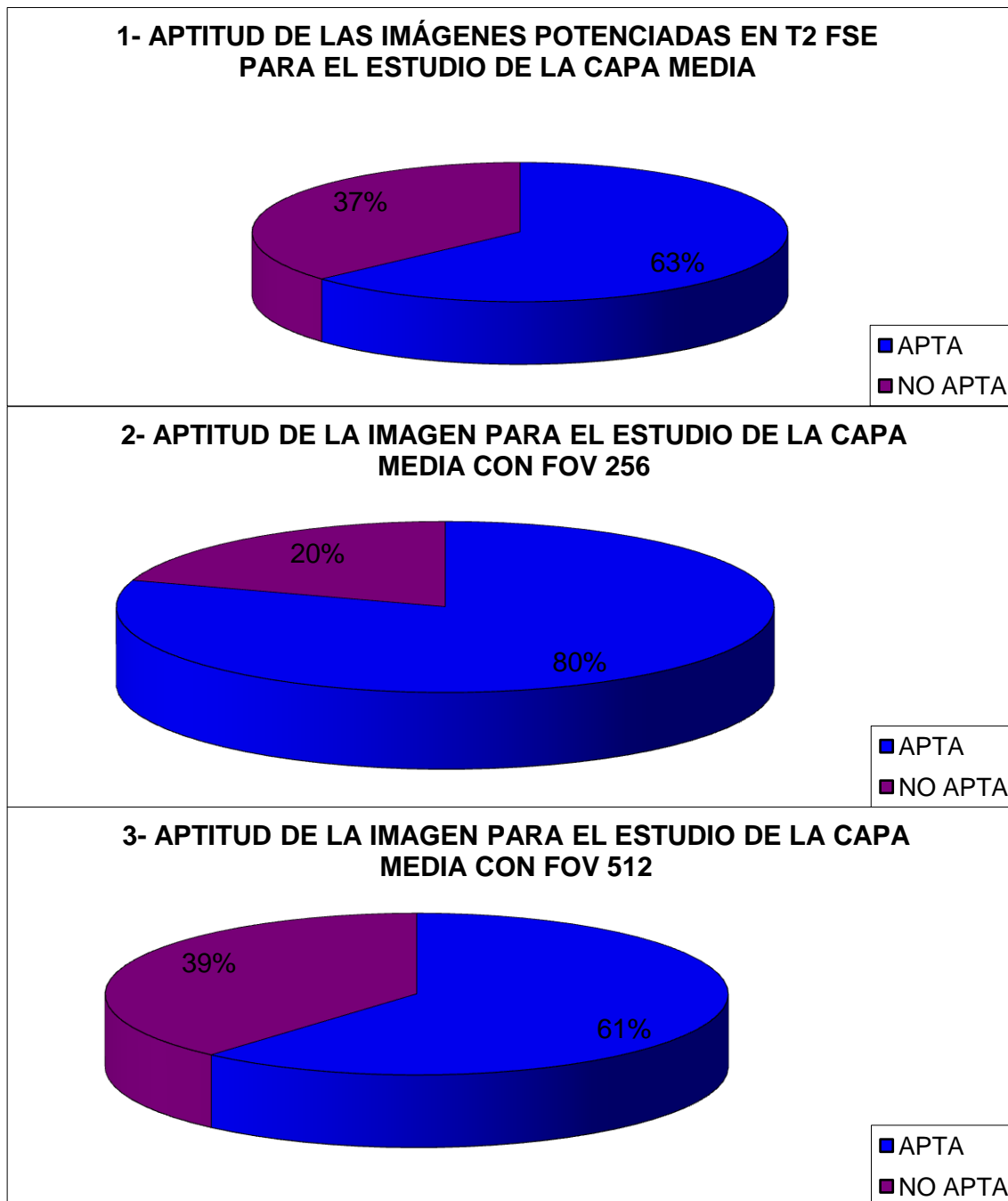


Figura 174. Representación gráfica del porcentaje de imágenes aptas y no aptas para el estudio de la capa media de la piel, en la potenciación T2 FSE, a partir del 100% de las que fueron aptas para el estudio de la capa externa en esta misma potenciación. Gráfica 1: representa el porcentaje del conjunto de imágenes estudiadas independientemente de su FOV; gráfica 2: representa el porcentaje del conjunto de imágenes con FOV 256; gráfica 3: representa el porcentaje del conjunto de imágenes con FOV 512.

Los resultados obtenidos de los parámetros estudiados en esta capa para esta potenciación se exponen a continuación en forma de tablas (Figura 175).

1- ASL 256 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	12	42,24	13,65	17,28	62,32	17,28	7,72	34,52	49,96
GRIS PRINCIPAL	12	0,29	0,26	0	0,5	0,5	0,15	0,14	0,44
GRIS SECUNDARIO	12	0,63	0,43	0	1,5	0,5	0,24	0,39	0,87
HETEROGENEIDAD	12	1,08	0,51	0	2	1	0,29	0,79	1,37
GROSOR	12	1,73	0,43	0,9	2,7	1,9	0,24	1,49	1,97
TAMAÑO DEL GRANO *	12	1,35	0,48	0	2	1,5	0,27	1,08	1,62

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	11	91,67%	91,67%	61,52%	99,79%
LISA	1	8,33%	100,00%	0,21%	38,48%
TOTAL	12	100,00%	100,00%		

2- ASL 512 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	52	62,53	28,44	28,49	158,17	28,49	7,73	54,80	70,26
GRIS PRINCIPAL	54	0,54	0,43	0	1,5	0,5	0,11	0,43	0,65
GRIS SECUNDARIO	52	1,62	1,34	0	8,5	1,5	1,50	0,12	3,12
HETEROGENEIDAD	52	1,92	0,52	1	3	2	0,14	1,78	2,06
GROSOR	52	1,25	0,32	0,5	2	1,4	0,09	1,16	1,34
TAMAÑO DEL GRANO *	52	1,10	0,22	0,5	1,75	1,25	0,06	1,04	1,16

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	52	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%

LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	52	100,00%	100,00%		

3- AED 512 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	4	99,74	35,88	56,75	142,32	56,75	35,16	64,58	134,90
GRIS PRINCIPAL	4	0,38	0,25	0	0,5	0,5	0,24	0,14	0,62
GRIS SECUNDARIO	4	1,38	0,25	1	1,5	1,5	0,50	0,88	1,88
HETEROGENEIDAD	4	2,00	0,00	2	2	2	NP	NP	NP
GROSOR	4	1,18	0,32	0,9	1,5	0,9	0,31	0,87	1,49
TAMAÑO DEL GRANO *	4	1,13	0,14	1	1,25	1	0,14	0,99	1,27

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	4	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	4	100,00%	100,00%		

4- NSL 512 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	17	54,66	42,69	8,53	190,28	8,53	20,29	34,37	74,95
GRIS PRINCIPAL	17	0,36	0,38	0	1,5	0,5	0,18	0,18	0,54
GRIS SECUNDARIO	17	1,15	0,52	0,5	2,5	1	1,50	-0,35	2,65
HETEROGENEIDAD	17	1,47	0,51	1	2	1	0,24	1,23	1,71
GROSOR	17	1,04	0,29	0,5	1,4	0,9	0,14	0,90	1,18
TAMAÑO DEL GRANO *	17	0,97	0,23	0,5	1,25	1	0,11	0,86	1,08

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	17	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%

LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	17	100,00%	100,00%		

5- PSL 512 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	6	67,39	8,41	53,18	78,26	53,18	6,73	60,66	74,12
GRIS PRINCIPAL	6	0,75	0,42	0,5	1,5	0,5	0,34	0,41	1,09
GRIS SECUNDARIO	6	0,42	0,20	0	0,5	0,5	1,50	-1,08	1,92
HETEROGENEIDAD	6	1,83	0,41	1	2	2	0,33	1,50	2,16
GROSOR	6	1,13	0,25	0,9	1,5	1	0,20	0,93	1,33
TAMAÑO DEL GRANO *	6	1,04	0,10	1	1,25	1	0,08	0,96	1,12

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	6	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	6	100,00%	100,00%		

6- PEF 512 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	7	206,50	72,72	107,14	301,3	107,1	53,87	152,63	260,37
GRIS PRINCIPAL	7	2,07	1,13	0,5	3,5	1,5	0,84	1,23	2,91
GRIS SECUNDARIO	7	1,29	0,91	0,5	3	0,5	1,50	-0,21	2,79
HETEROGENEIDAD	7	1,86	0,38	1	2	2	0,28	1,58	2,14
GROSOR	7	1,20	0,28	0,9	1,6	1,1	0,21	0,99	1,41
TAMAÑO DEL GRANO *	7	1,21	0,37	1	2	1	0,27	0,94	1,48

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	7	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%

LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	7	100,00%	100,00%		

Figura 175. Tablas con los resultados de la capa media hipointensa de la piel, para los distintos parámetros estudiados en T2 FSE; DS representa la desviación estándar, Min. el valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR textura granular, ALG textura algodonosa, LISA textura lisa y NP representa “no procede” (por ser el valor de la DS igual a 0). Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ASL 256 (adultos sin lesión con FOV 256); ASL 512 (adultos sin lesión con FOV 512); NSL 512 (neonatos sin lesión con FOV 512); PSL 512 (potrillos sin lesión con FOV 512); AED 512 (adultos con edema por decúbito con FOV 512); PEF 512 (potrillos con edema y hemorragia por fractura con FOV 512); IS (intensidad de señal).

Visto todo lo expuesto hasta aquí, y teniendo en cuenta los valores del grosor de corte y el espacio entre los mismos, tal y como están señalados en el apartado de material y métodos, la **IRM de la capa media de la piel en T2**, obtenida mediante la secuencia de pulsos convencional SE con la opción *Fast* (FSE), se puede describir para cada grupo animal estudiado, utilizando los parámetros analizados en este trabajo, de la forma que se expone a continuación:

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 256:

Animales adultos sin lesión. Se trata de una estructura con un valor de IS media de en torno a 42 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 0,29 y uno secundario de 0,63. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,08, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se repartió, entre lisa y granular, con una frecuencia de 8,3% y 91,7% respectivamente, presentando el grano de la imagen, en esta última, un diámetro medio de 1,35m; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,73mm.

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 512:

Animales adultos sin lesión. Presentaban un valor de IS media de en torno a 62 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 0,54 y uno secundario de 1,62. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,92, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,1mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,25mm.

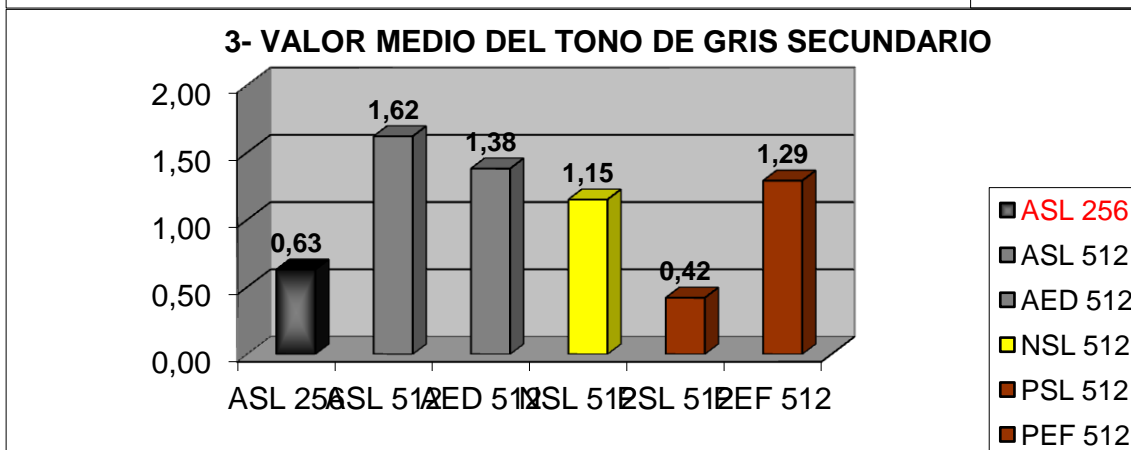
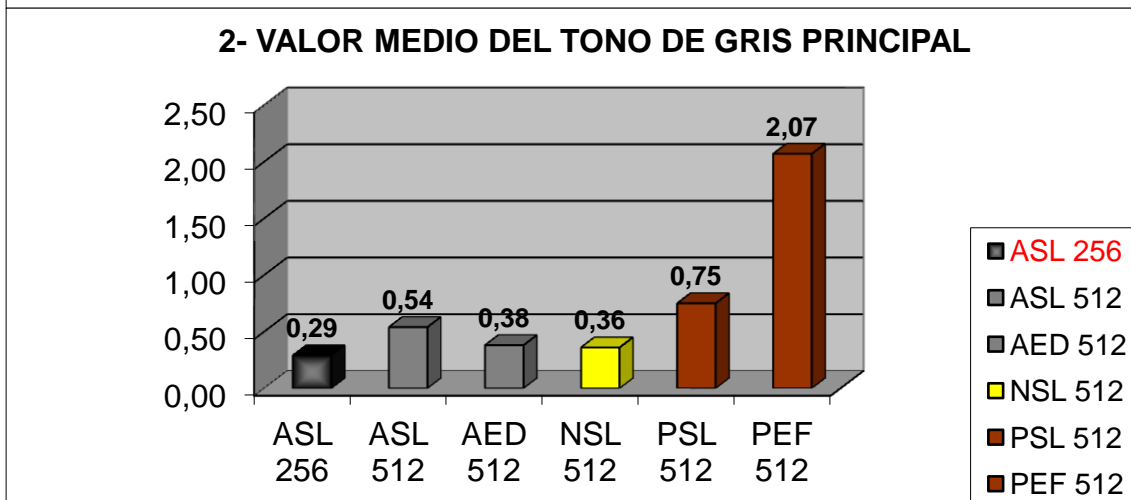
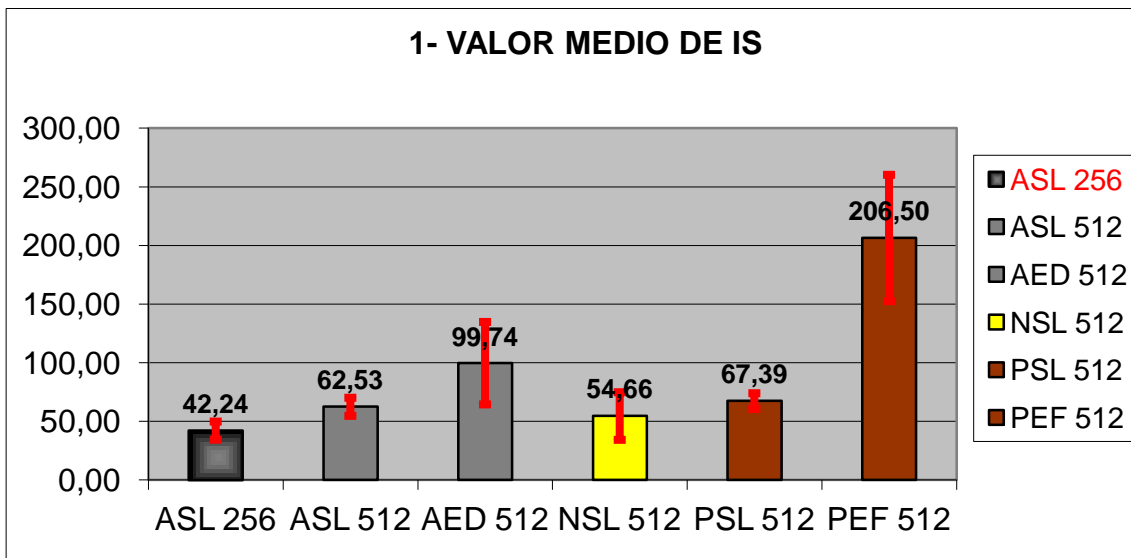
Animales adultos con edema por decúbito. El valor de IS media fue de en torno a 100 unidades aproximadamente, el gris principal tuvo un valor medio de tono de 0,38 y el secundario de 1,38. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,13mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,18mm.

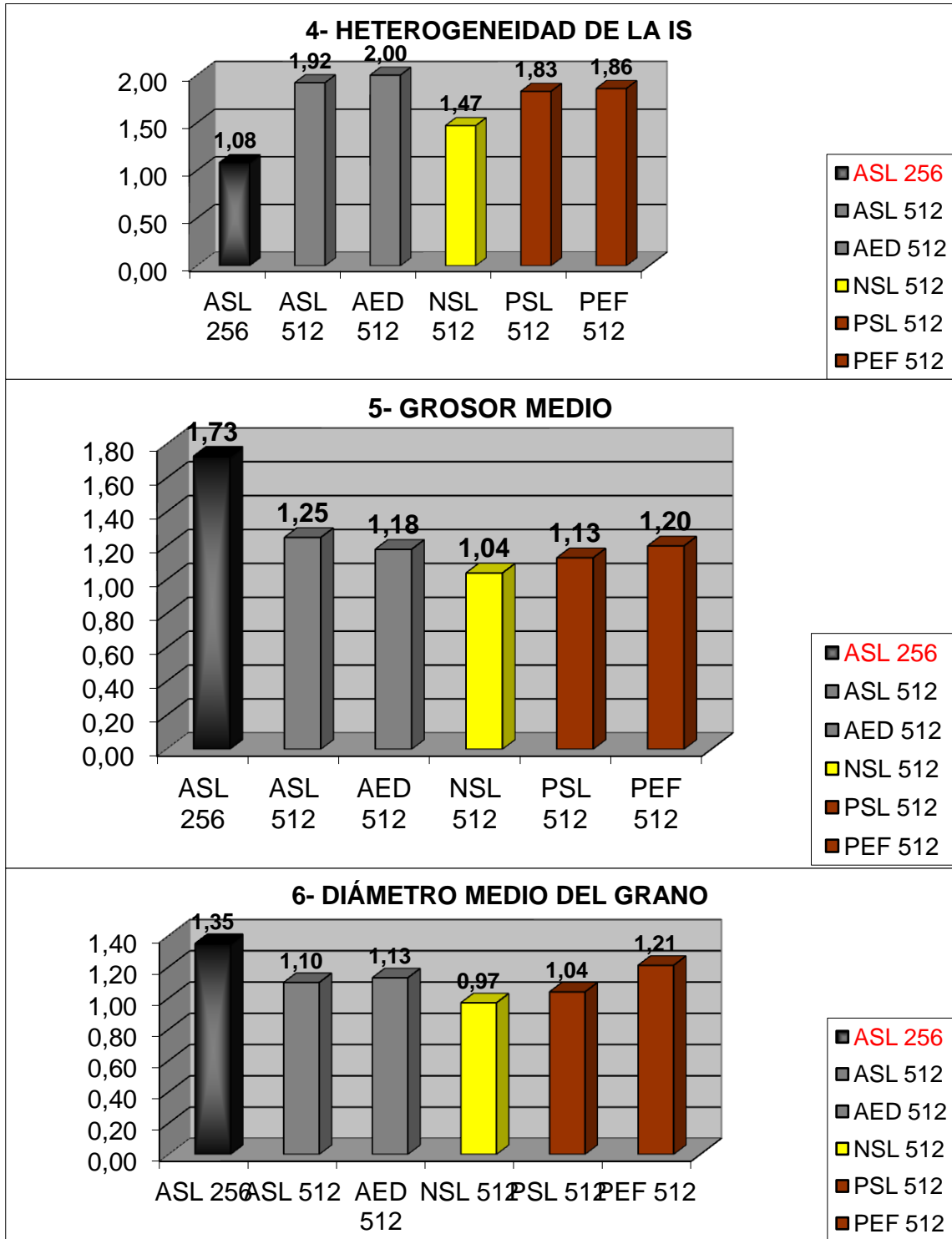
Animales neonatos sin lesión. La IS media fue de en torno a 55 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 0,36 y el secundario de 1,15. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,47, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 0,97mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 1,04mm.

Potrillos sin lesión. El valor de la IS media fue de en torno a 67 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 0,75 y el secundario de 0,42. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,83, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,04mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 1,13mm.

Potrillos con edema por fractura. La IS media fue de en torno a 206 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 2,07 y el secundario de 1,29. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,86, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,21mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 1,2mm.

Los promedios de los resultados de los parámetros estudiados en esta capa se exponen a continuación de forma gráfica en la Figura 176.





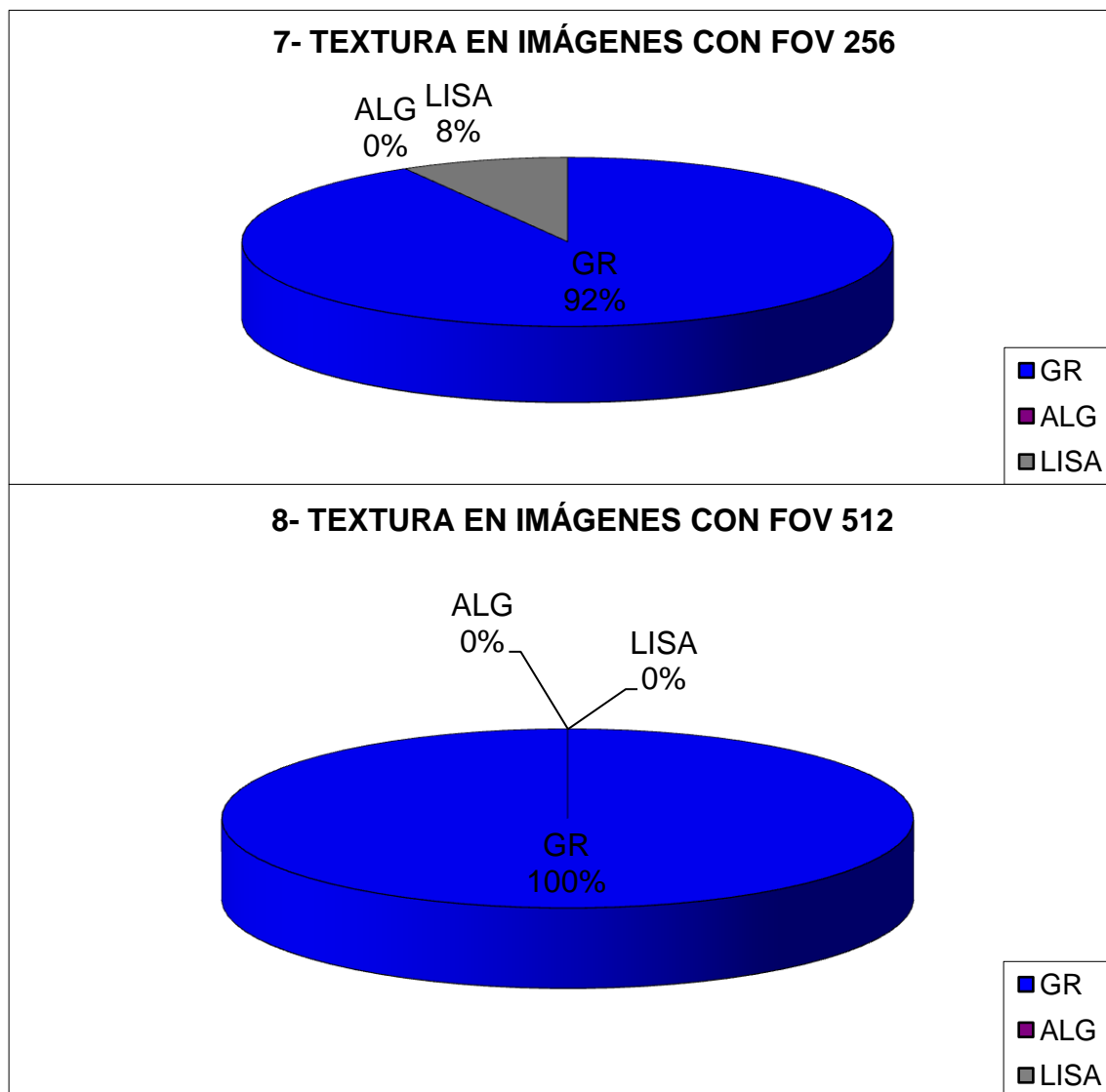


Figura 176. Representación gráfica de la comparación de los valores medios y frecuencias de los resultados obtenidos, para la potenciación T2 FSE, en los distintos parámetros estudiados en función del grupo al que pertenecen las imágenes; en la gráfica 1 se representan los intervalos de confianza para cada media. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ASL 256 (adultos sin lesión con FOV 256); ASL 512 (adultos sin lesión con FOV 512); NSL 512 (neonatos sin lesión con FOV 512); PSL 512 (potrillos sin lesión con FOV 512); AED 512 (adultos con edema por decúbito con FOV 512); PEF 512 (potrillos con edema y hemorragia por fractura con FOV 512); IS (intensidad de señal); GR (textura granular); ALG (textura algodonosa); LISA (textura lisa).

En esta potenciación, los resultados del valor medio de la intensidad de señal nos arrojan un valor bajo para casi todos los grupos, en torno a 50 unidades de intensidad de señal, lo que se corresponde con la imagen hipointensa de esta capa en las imágenes en las que se lograba discriminar; no obstante, en los animales que presentan lesión a nivel de la piel el valor se dispara, siendo casi el doble en el grupo de imágenes de adultos

con edema por decúbito y en torno a cuatro veces más en el caso de potrillos con edema y hemorragia por fractura (gráfica 1, Figura 176). A la observación subjetiva, el tono predominante es un gris oscuro casi negro, entre 0 y 1 en nuestra escala, por debajo de 0,5 en todos los grupos menos en los de los potrillos; siendo casi cuatro veces mayor en el de los potrillos con edema y hemorragia por fractura, lo que concuerda bastante con los valores de IS objetivos; sin embargo, el tono de gris secundario o minoritario nos arroja datos que no concuerdan, en principio, con la IS medida, siendo los adultos los que, a primera vista, parecen tener un tono de gris minoritario más elevado. Los potrillos con lesión en la piel, no obstante, tienen un tono de gris secundario más bajo que el predominante, lo que significa que son más extensas las manchas más claras que las más oscuras en esta capa (gráficas 2 y 3, Figura 176). La heterogeneidad es similar en la mayor parte de los grupos aunque, como en otras potenciaciones, las imágenes con menor matriz y FOV parecen ser más homogéneas (gráfica 4, Figura 176). También, como en el resto de las potenciaciones vistas, el grosor de esta capa, que en general estaba en torno a 1 mm, era algo más elevado en las imágenes con menor FOV (gráfica 5, Figura 176). El tamaño medio del grano era muy similar en todos los grupos aunque, nuevamente, es algo mayor en las imágenes con FOV y matriz menores y algo menor en el grupo de neonatos (gráfica 6, Figura 176). La textura fue granular en todas las imágenes con FOV 512 y en casi todas las que tenían un FOV 256.

5.1.1.3.C. CAPA INTERNA

Aunque en esta potenciación, como en otras potenciaciones vistas, sigue apareciendo hiperintensa en relación a la capa media (Figura 177), no es fácil de identificar ni de discriminar de los tejidos o estructuras subyacentes, y la frecuencia con la que se obtienen imágenes en las que la podemos valorar es aún menor que en el caso de la capa media (Figura 178).

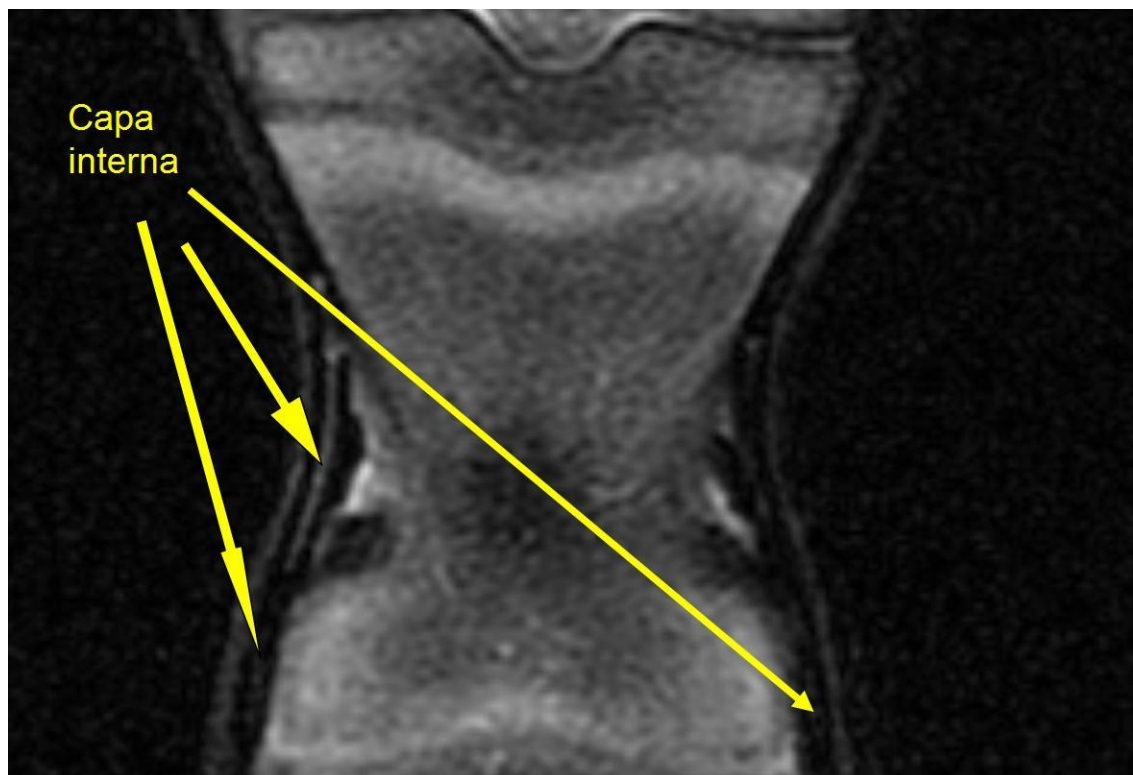


Figura 177. Corte coronal, de una imagen potenciada en T2 FSE, de la cuartilla de un neonato en el que se señala la capa interna de la piel.

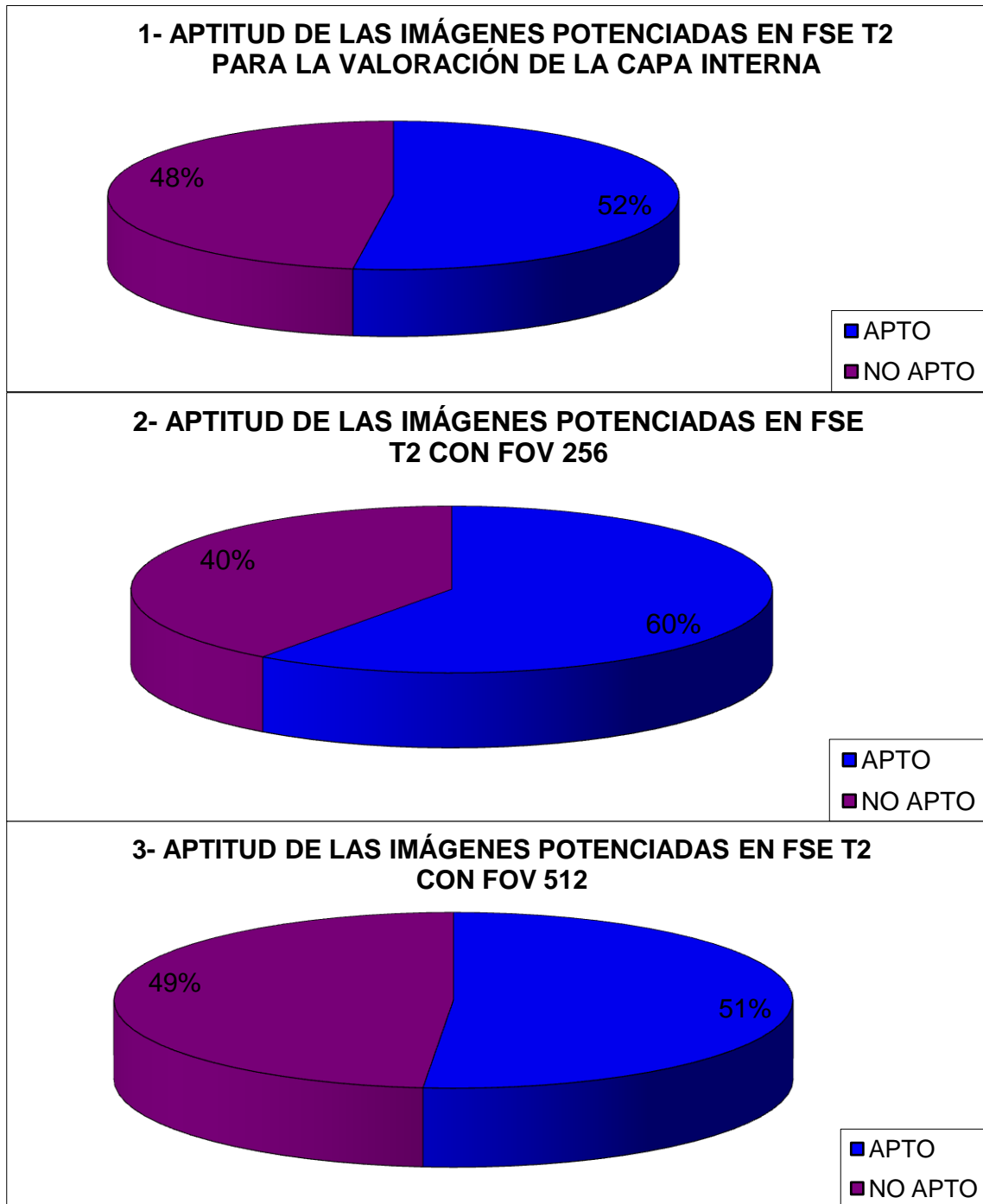


Figura 178. Representación gráfica del porcentaje de imágenes aptas y no aptas para el estudio de la capa interna de la piel, en la potenciación T2 FSE, a partir del 100% de las que fueron aptas para el estudio de la capa externa en la potenciación T1 SE. Gráfica 1: representa el porcentaje del conjunto de imágenes estudiadas independientemente de su FOV; gráfica 2: representa el porcentaje del conjunto de imágenes con FOV 256; gráfica 3: representa el porcentaje del conjunto de imágenes con FOV 512.

Los resultados obtenidos para los distintos parámetros estudiados en esta capa se exponen tabulados a continuación en la Figura 179.

1- ASL 256 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	9	69,38	38,21	6,98	134,11	6,98	24,96	44,42	94,34
GRIS PRINCIPAL	9	2,50	1,22	1,5	4,5	1,5	0,80	1,70	3,30
GRIS SECUNDARIO	9	1,72	1,20	0,5	4,5	1,5	0,78	0,94	2,50
HETEROGENEIDAD	9	1,11	0,33	1	2	1	0,22	0,89	1,33
GROSOR	9	2,13	0,79	1,6	4	1,9	0,52	1,61	2,65
TAMAÑO DEL GRANO *	9	1,61	0,31	1,25	2,25	1,5	0,20	1,41	1,81

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	9	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	9	100,00%	100,00%		

2- ASL 512 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	41	204,19	303,99	40,31	1070,57	40,31	93,05	111,14	297,24
GRIS PRINCIPAL	41	4,40	3,79	0,5	13,5	2,5	1,16	3,24	5,56
GRIS SECUNDARIO	41	1,67	1,88	0	7,5	1,5	1,50	0,17	3,17
HETEROGENEIDAD	41	2,00	0,63	1	3	2	0,19	1,81	2,19
GROSOR	41	3,41	6,82	0,9	39	1,4	2,09	1,32	5,50
TAMAÑO DEL GRANO *	41	1,27	0,21	0,75	1,75	1,25	0,06	1,21	1,33

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	41	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%

LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	41	100,00%	100,00%		

3- AED 512 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	4	788,96	419,95	173,98	1122,31	174	411,54	377,42	1200,50
GRIS PRINCIPAL	4	10,50	5,35	2,5	13,5	13,5	5,24	5,26	15,74
GRIS SECUNDARIO	4	6,00	3,70	1,5	10,5	1,5	0,50	5,50	6,50
HETEROGENEIDAD	4	1,50	0,58	1	2	1	0,57	0,93	2,07
GROSOR	4	6,70	4,44	1,5	12,2	1,5	4,35	2,35	11,05
TAMAÑO DEL GRANO *	4	1,31	0,13	1,25	1,5	1,25	0,12	1,19	1,43

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	4	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	4	100,00%	100,00%		

4- NSL 512 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	14	98,70	74,97	13,6	260,49	13,6	39,27	59,43	137,97
GRIS PRINCIPAL	14	3,36	2,02	1	7,5	2,5	1,06	2,30	4,42
GRIS SECUNDARIO	14	1,79	1,53	0	4,5	1,5	1,50	0,29	3,29
HETEROGENEIDAD	14	1,36	0,50	1	2	1	0,26	1,10	1,62
GROSOR	14	1,08	0,41	0,5	1,9	1,4	0,21	0,87	1,29
TAMAÑO DEL GRANO *	14	1,04	0,29	0,5	1,5	1	0,15	0,88	1,19

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	14	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%

LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	14	100,00%	100,00%		

5- PSL 512 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	6	110,74	40,36	57,47	165,55	57,47	32,29	78,45	143,03
GRIS PRINCIPAL	6	2,42	1,86	0,5	5,5	0,5	1,49	0,93	3,91
GRIS SECUNDARIO	6	0,92	0,92	0	2,5	0,5	1,50	-0,58	2,42
HETEROGENEIDAD	6	1,83	0,75	1	3	2	0,60	1,23	2,43
GROSOR	6	1,13	0,25	0,9	1,5	1	0,20	0,93	1,33
TAMAÑO DEL GRANO *	6	1,08	0,13	1	1,25	1	0,10	0,98	1,19

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	6	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	6	100,00%	100,00%		

6- PEF 512 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	7	669,28	208,66	355,58	880,31	355,6	154,57	514,71	823,85
GRIS PRINCIPAL	7	10,50	1,83	7,5	13,5	10,5	1,36	9,14	11,86
GRIS SECUNDARIO	7	5,50	0,58	4,5	6,5	5,5	1,50	4,00	7,00
HETEROGENEIDAD	7	1,86	0,38	1	2	2	0,28	1,58	2,14
GROSOR	7	6,77	3,22	2,2	9,8	2,2	2,39	4,38	9,16
TAMAÑO DEL GRANO *	7	1,50	0,00	1,5	1,5	1,5	NP	NP	NP

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	7	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%

LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	7	100,00%	100,00%		

Figura 179. Tablas con los resultados de la capa interna hiperintensa de la piel para los distintos parámetros estudiados, en T2 FSE; DS representa la desviación estándar, Min. el valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR textura granular, ALG textura algodonosa, LISA textura lisa y NP representa “no procede” (por ser el valor de la DS igual a 0). Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ASL 256 (adultos sin lesión con FOV 256); ASL 512 (adultos sin lesión con FOV 512); NSL 512 (neonatos sin lesión con FOV 512); PSL 512 (potrillos sin lesión con FOV 512); AED 512 (adultos con edema por decúbito con FOV 512); PEF 512 (potrillos con edema y hemorragia por fractura con FOV 512); IS (intensidad de señal).

Visto todo lo expuesto hasta aquí, y teniendo en cuenta los valores del grosor de corte y el espacio entre los mismos, tal y como están señalados en el apartado de material y métodos, la **IRM de la capa interna de la piel en T2**, obtenida mediante la secuencia de pulsos convencional SE con la opción *Fast* (FSE), se puede describir para cada grupo animal estudiado, utilizando los parámetros analizados en este trabajo, de la forma que se expone a continuación:

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 256:

Animales adultos sin lesión. Se trata de una estructura con un valor de IS media de en torno a 69 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 2,5 y uno secundario de 1,72. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,11, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,61m; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 2,13mm.

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 512:

Animales adultos sin lesión. Presentaban un valor de IS media de en torno a 204 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 4,4 y uno secundario de 1,67. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,27mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 3,41mm.

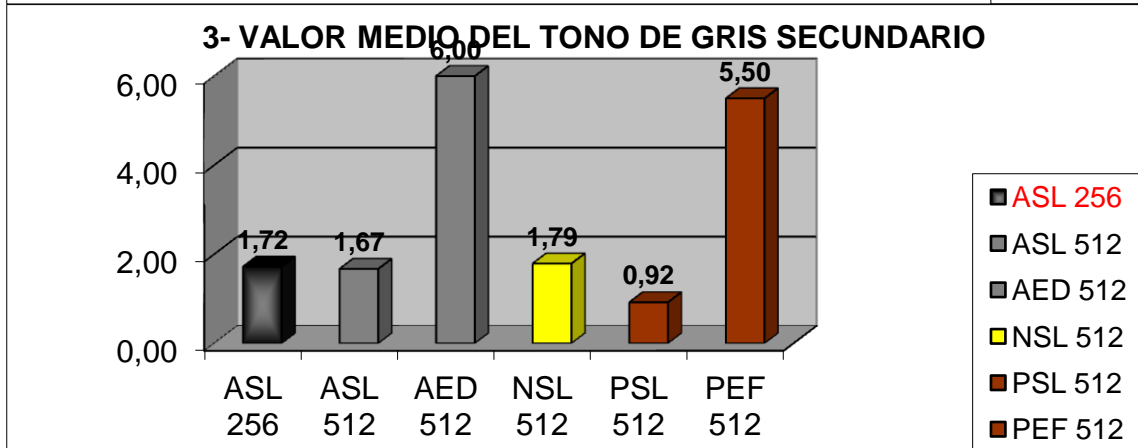
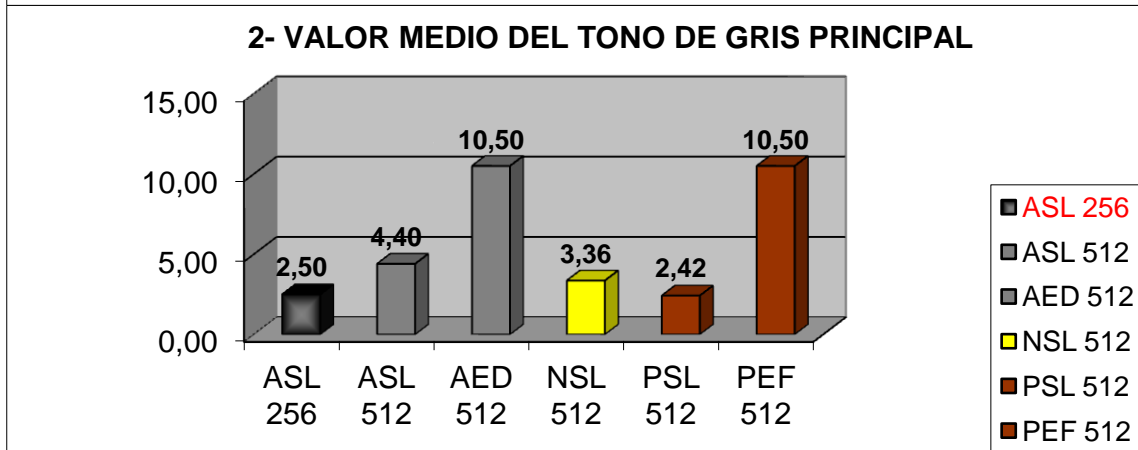
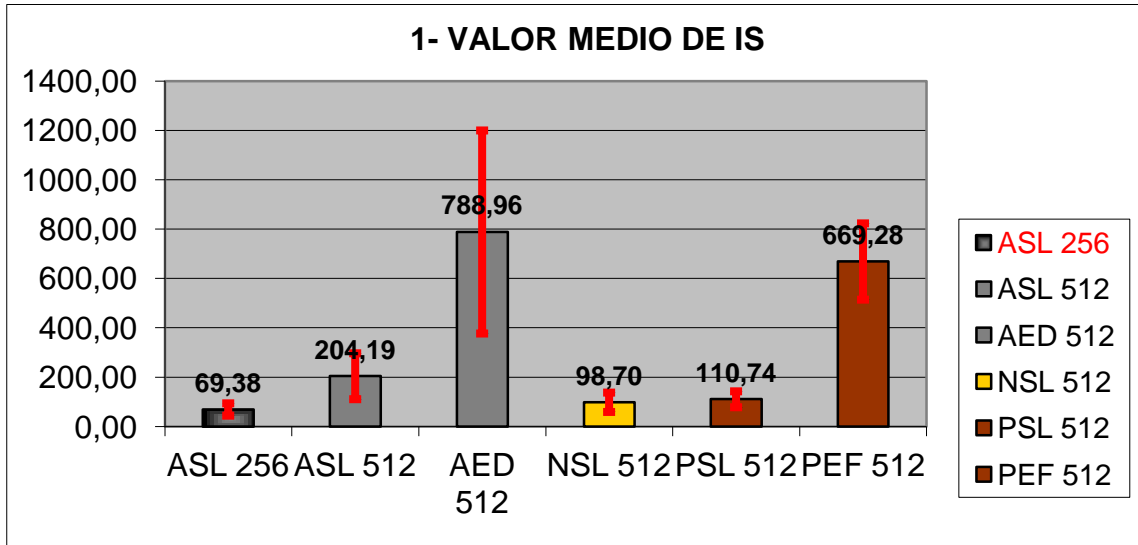
Animales adultos con edema por decúbito. El valor de IS media fue de en torno a 789 unidades aproximadamente, el gris principal tuvo un valor medio de tono de 10,5 y el secundario de 6. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,5, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,31mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 6,7mm.

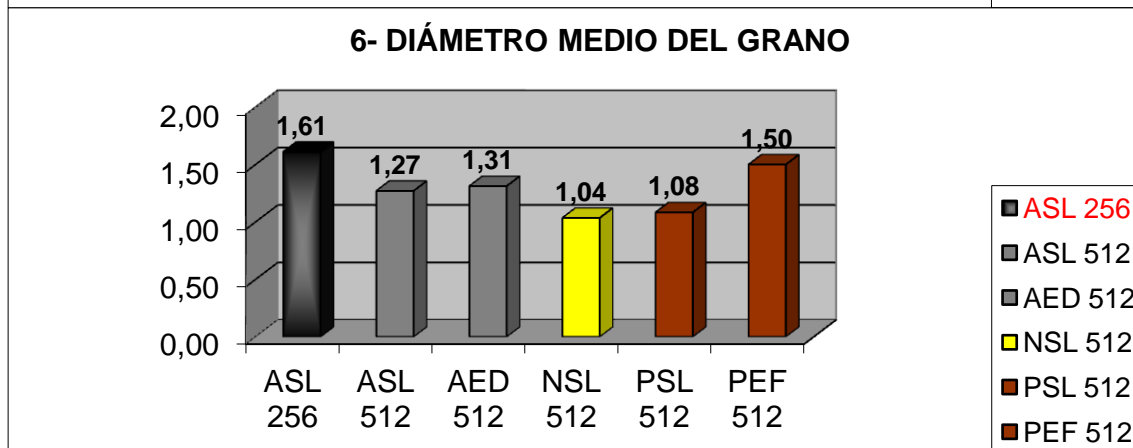
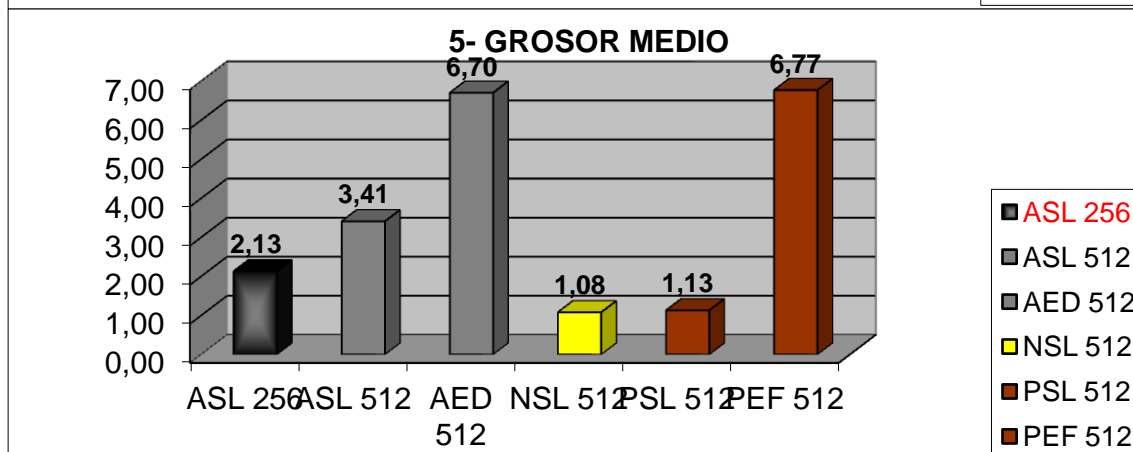
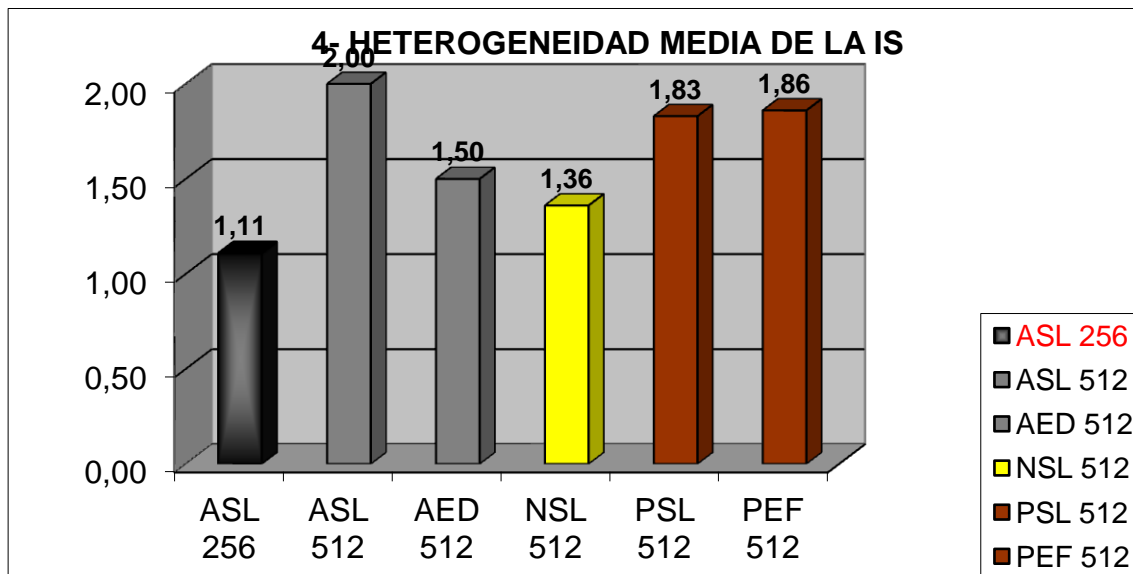
Animales neonatos sin lesión. La IS media fue de en torno a 99 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 3,36 y el secundario de 1,79. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,36, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,04mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 1,08mm.

Potrillos sin lesión. El valor medio de la IS media fue de en torno a 111 unidades aproximadamente, el valor medio de tono del gris principal fue de 2,42 y el del secundario de 0,92. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,83, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,08mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 1,13mm.

Potrillos con edema por fractura. La IS media fue de en torno a 669 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 10,5 y el secundario de 5,5. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,86, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,5mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 6,77mm.

Los promedios de estos resultados tabulados para la capa interna en T2 FSE se exponen a continuación de forma gráfica en la Figura 180.





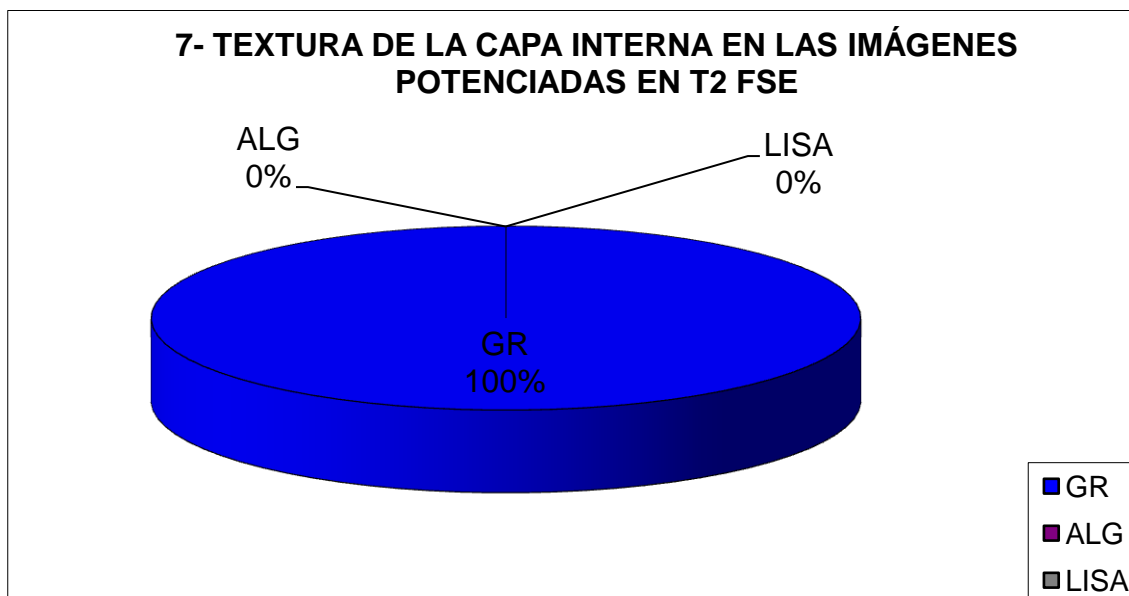


Figura 180. Representación gráfica de la comparación de los valores medios y frecuencias de los resultados obtenidos, para la potenciación T2 FSE, en los distintos parámetros estudiados en función del grupo al que pertenecen las imágenes; en la gráfica 1 se representan los intervalos de confianza para cada media. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ASL 256 (adultos sin lesión con FOV 256); ASL 512 (adultos sin lesión con FOV 512); NSL 512 (neonatos sin lesión con FOV 512); PSL 512 (potrillos sin lesión con FOV 512); AED 512 (adultos con edema por decúbito con FOV 512); PEF 512 (potrillos con edema y hemorragia por fractura con FOV 512); IS (intensidad de señal); GR (textura granular); ALG (textura algodonosa); LISA (textura lisa).

En cuanto al valor de IS media en esta capa, llama la atención que, en los adultos, es en torno al doble que en los neonatos y potrillos sanos y que, aunque con un intervalo de confianza mucho más amplio, los animales que presentan lesión a nivel de la piel tienen un valor medio de IS extremadamente alto en comparación con cualquiera de los otros grupos (gráfica 1, Figura 180). El incremento de IS detectado mediante la herramienta de detección de señal se traslada a la valoración subjetiva de tonos de gris (gráficas 2 y 3, Figura 180) de tal manera que, tanto en el tono de gris predominante como en el minoritario, los valores de los dos grupos de animales afectados por lesiones a nivel de la piel se disparan muy por encima del resto. Si atendemos a la diferencia entre los tonos de gris primario y secundario, vemos que, en todos los grupos, el primario o predominante supera de forma notable en todos los grupos al gris secundario. La heterogeneidad es bastante regular en todos los grupos, oscilando entre grado 1 y 2, siendo nuevamente el grupo más homogéneo el de las imágenes con un menor FOV (gráfica 4, Figura 180). Atendiendo a los resultados del grosor de esta capa, vemos que

los animales jóvenes y sanos presentan el menor grosor; mientras que los animales con lesión a ese nivel presentan unos grosores muy por encima del resto de grupos; sin embargo, a diferencia de otras capas y potenciaciones, dentro de los adultos sin lesión, las imágenes con un menor FOV presentan un menor grosor (gráfica 5, Figura 180). En cuanto al diámetro medio del grano de las imágenes que presentaban textura granular en esta potenciación y capa, es decir, el 100% de las mismas (gráfica 7, Figura 180), está un poco por encima de 1 mm de diámetro para los adultos y un poco por debajo para los neonatos, con las excepciones de las imágenes con un menor FOV, que nuevamente destacan por un grano más grueso, y las imágenes del grupo de los potrillos con edema inflamatorio y hemorragia, que se acercan a este último grupo.

5.1.1.3.D. RUIDO

Al igual que en T1 SE y DP SE, el total de las imágenes estudiadas fueron aptas para la valoración de la señal producida por el aire. Los resultados del análisis de las áreas de aire seleccionadas en las imágenes potenciadas en T2 FSE se exponen tabulados en la Figura 182.

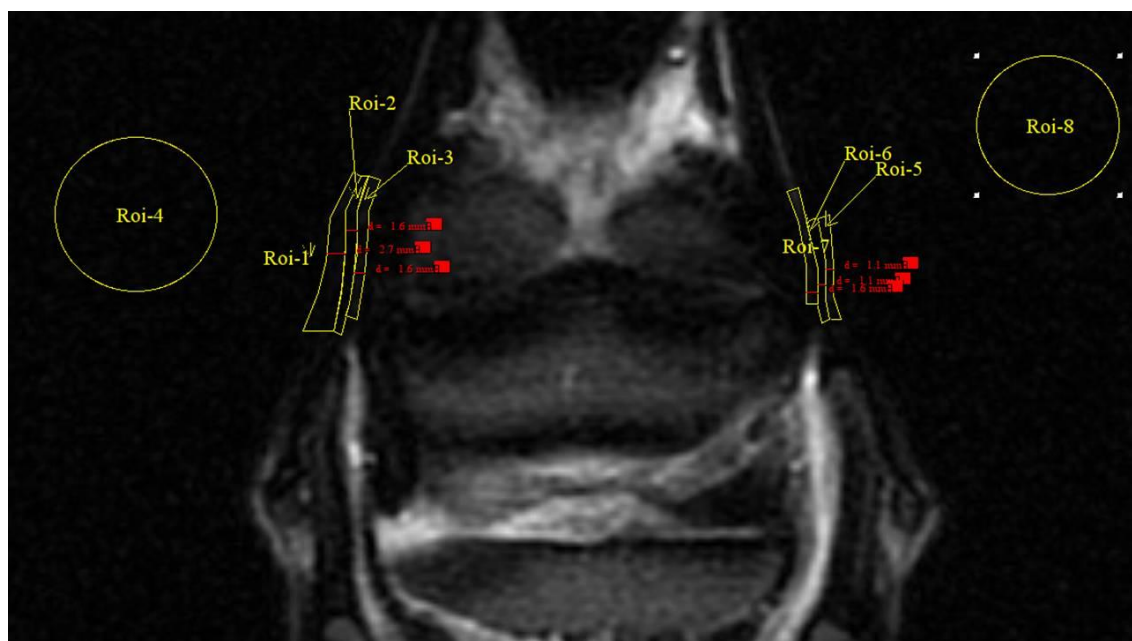


Figura 181. Imagen potenciada en T2 FSE de un corte coronal de la mital distal de la cuartilla y el tercio proximal del casco a nivel del navicular. Se puede observar dos áreas circulares, seleccionadas con la indicación Roi-4 y Roi-8, que representan un ejemplo de la imagen de la señal emitida por el aire en esta potenciación.

1- SEÑAL DEL AIRE 256 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	15	9,92	4,69	5,12	22,51	5,12	2,37	7,55	12,29
GRIS PRINCIPAL	15	0,27	0,26	0	0,5	0,5	0,13	0,14	0,40
GRIS SECUNDARIO	15	0,53	0,35	0	1,5	0,5	0,18	0,35	0,71
HETEROGENEIDAD	15	1,07	0,59	0	2	1	0,30	0,77	1,37
TAMAÑO DEL GRANO *	15	1,12	0,54	0	2	1,25	0,27	0,84	1,39

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	21,80%
GR	14	93,33%	93,33%	68,05%	99,83%
LISA	1	6,67%	100,00%	0,17%	31,95%
TOTAL	15	100,00%	100,00%		

2- SEÑAL DEL AIRE 512 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	140	31,83	11,04	5,44	55,74	34,9	1,83	30,00	33,66
GRIS PRINCIPAL	140	0,49	0,28	0	3,5	0,5	0,05	0,44	0,54
GRIS SECUNDARIO	140	1,36	0,88	0	3,5	1,5	0,15	1,21	1,51
HETEROGENEIDAD	140	2,06	0,42	0	3	2	0,07	1,99	2,13
TAMAÑO DEL GRANO *	140	0,96	0,19	0	1,5	1	0,03	0,93	1,00

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	2,60%
GR	138	98,57%	98,57%	94,93%	99,83%
LISA	2	1,43%	100,00%	0,17%	5,07%
TOTAL	140	100,00%	100,00%		

Figura 182. Tablas con los resultados obtenidos a partir del aire, en las imágenes potenciadas en T2 FSE, para los distintos parámetros estudiados; DS representa la desviación estándar, Min. el valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR

textura granular, ALG textura algodonosa, LISA textura lisa. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). SEÑAL DEL AIRE 256 son los resultados provenientes de las imágenes con un FOV de 256 y SEÑAL DEL AIRE 512 el equivalente para las imágenes con FOV de 512; IS (intensidad de señal).

Visto todo lo expuesto hasta aquí, y teniendo en cuenta los valores de grosor de corte y el espacio entre los mismos, tal y como están señalados en el apartado de material y métodos, la **IRM de la señal del aire circundante en T2**, obtenida mediante la secuencia de pulsos convencional SE con la opción *Fast (FSE)*, se puede describir, utilizando los parámetros analizados en este trabajo, de la forma que se expone a continuación:

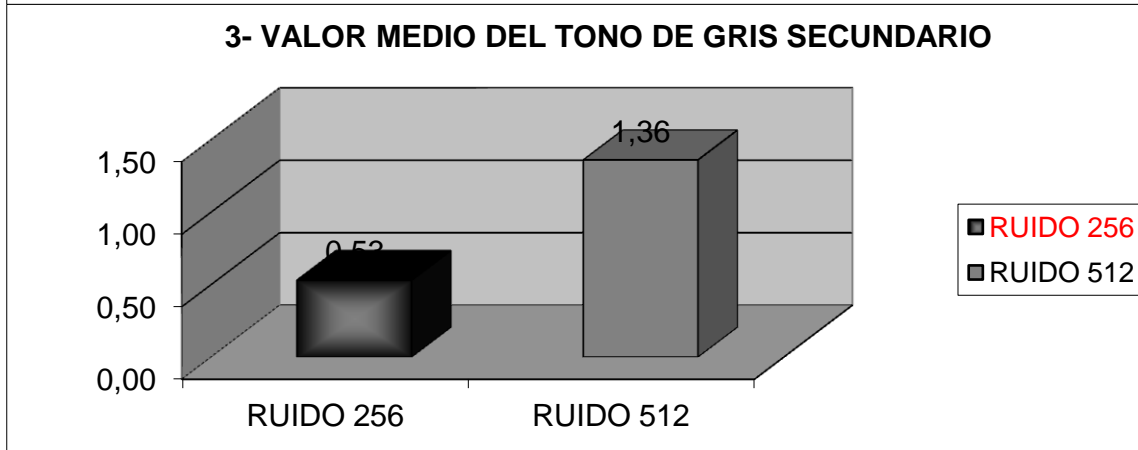
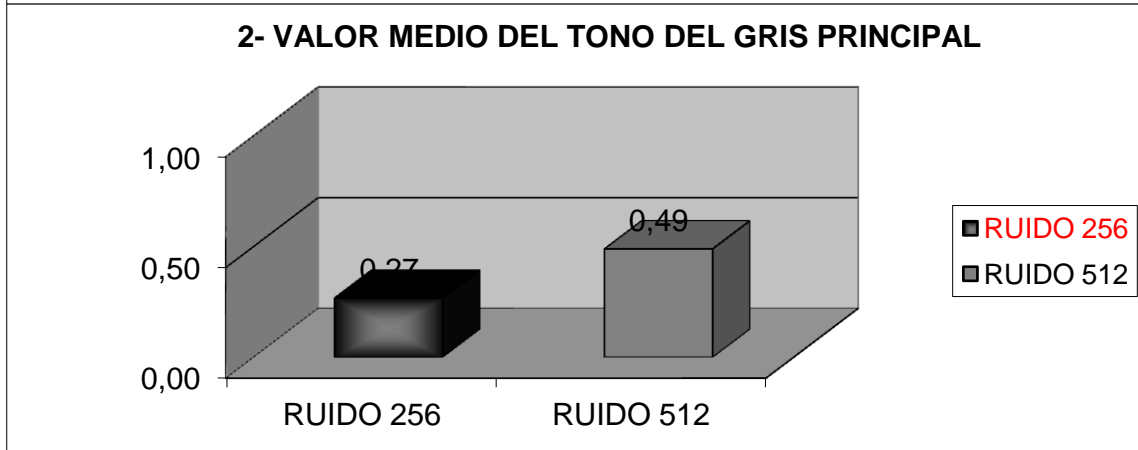
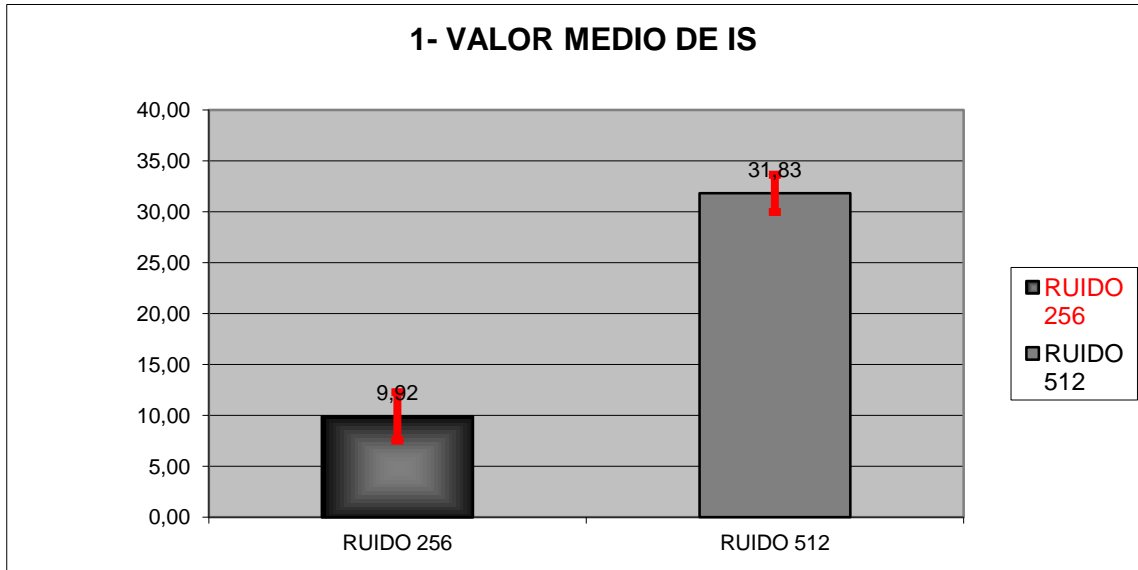
Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 256:

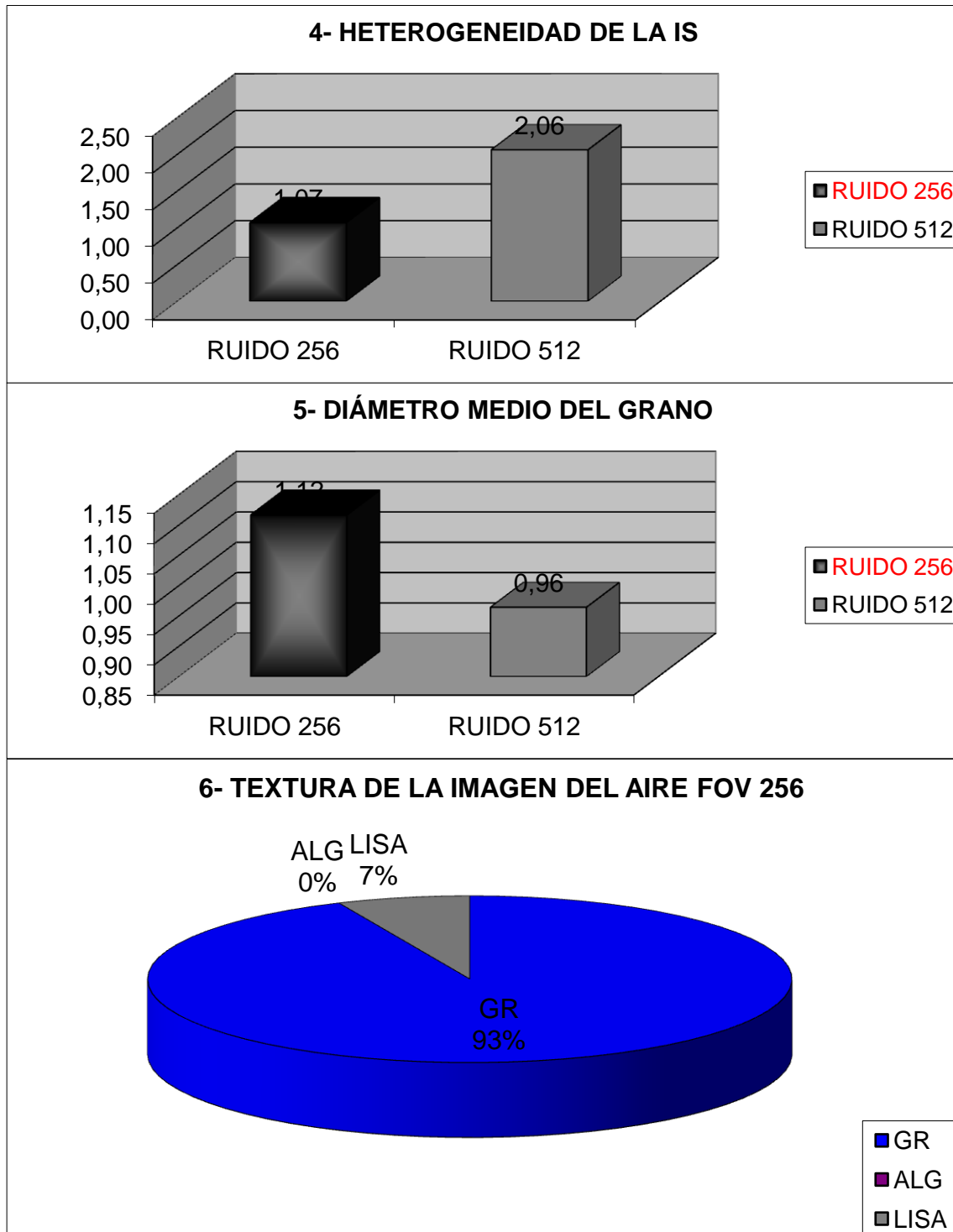
Se trata de un espacio de la imagen con un valor de IS media de en torno a 10 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 0,27 y uno secundario de 0,53. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,07, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se repartió, entre lisa y granular, con una frecuencia de 6,7% y 93,3% respectivamente, presentando el grano de la imagen, en esta última, un diámetro medio de 1,12mm.

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 512:

Este espacio de la imagen presentaba un valor de IS media de en torno a 32 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 0,49 y uno secundario de 1,36. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2,06, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se repartió, entre lisa y granular, con una frecuencia de 1,4% y 98,6%, presentando el grano de la imagen, en esta última, un diámetro medio de 0,96mm.

Las medias de estos resultados se representan gráficamente a continuación en la Figura 183.





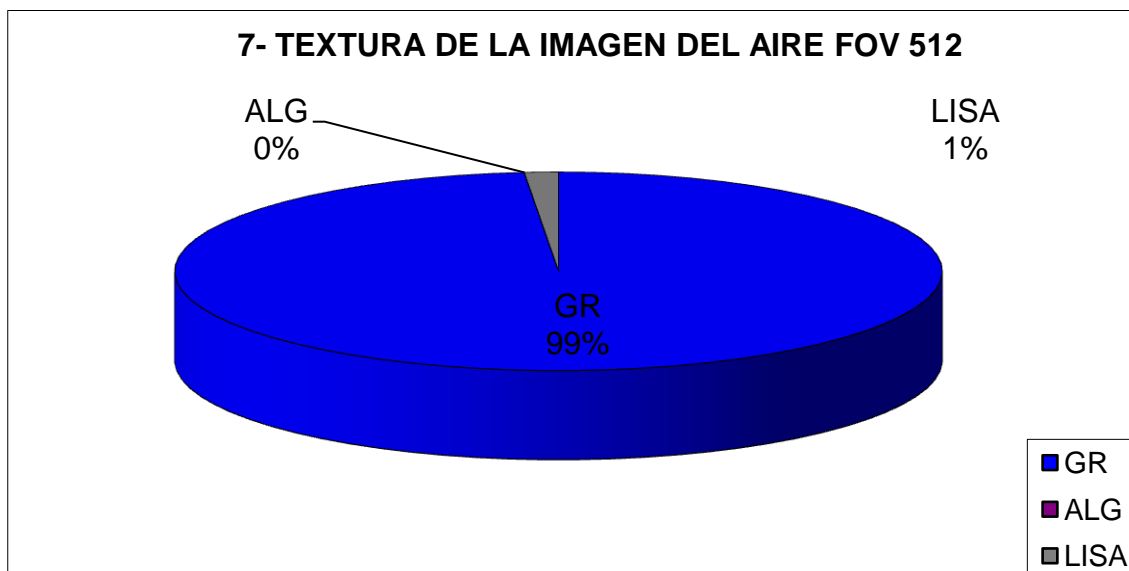


Figura 183. Representación gráfica de las medias de los datos representados en las tablas de la Figura 182, comparando los dos grupos de imágenes potenciadas en T2 FSE según su mayor o menor FOV y matriz; en la gráfica 1 se representan los intervalos de confianza para cada media. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). IS (intensidad de señal); GR (textura granular); ALG (textura algodonosa); LISA (textura lisa).

Vemos por los resultados obtenidos que, al igual que en las potenciaciones precedentes, a partir de las imágenes con una mayor matriz y FOV, se recoge una mayor señal proveniente del aire. El gris principal es muy similar en los dos grupos; sin embargo, el secundario o minoritario, que en este caso es el que tiene un tono de gris más claro o elevado, marca una diferencia notable a favor de las imágenes con mayor FOV, lo que concuerda con la mayor IS recogida de este grupo. La heterogeneidad también es más acusada en las imágenes con mayor ancho de ventana; sin embargo, como en todos los casos estudiados hasta ahora, el tamaño del grano vuelve a ser notablemente mayor en las imágenes de menor ancho de ventana y matriz. A diferencia de las otras potenciaciones, en esta sí se encontraron algunas imágenes con textura no granular, en concreto con textura lisa, pero su frecuencia era muy baja en el grupo con FOV 256 y casi insignificante en el grupo con FOV 512.

5.1.1.3.E. OTRAS OBSERVACIONES SOBRE LAS IMÁGENES POTENCIADAS EN T2 FSE DE LA PIEL

En general, en esta potenciación, la capa interna se ve con dificultad en la mayor parte de los casos, hasta tal punto que, en numerosas ocasiones, sólo se aprecia una tenue línea que, para estar seguros de que se trata de la capa interna de la piel, tenemos

que recurrir a comparar con el corte idéntico potenciado en T1 SE o en DP SE o incluso ambos (Figura 184). En muchos casos, a nivel de la piel, ni siquiera podemos distinguir la capa media e interna, y sólo podemos distinguir, en esta potenciación, una capa única hiperintensa que corresponde a la capa externa, teniendo casi que intuir dónde se situarían las otras dos (Figura 185). En relación con este aspecto, hemos observado que, dentro de las imágenes con esta potenciación, las obtenidas con unos parámetros en los que el TR disminuía de valores en torno a los 3500-4500 ms a unos 2000-2500 ms, con un TE en torno a 100 ms, se discriminaba con mayor facilidad las tres capas de la piel. Las capas de la piel tienden a estar mejor definidas y a presentar un mayor contraste en los neonatos y potrillos que en los adultos, lo que, por otra parte, es común al resto de potenciaciones vistas hasta ahora (Figura 186). Solamente en los animales con lesión a nivel de la piel, en los que aparecía edema en el tejido subcutáneo, ya fuera por decúbito o inflamatorio, se distinguió con mayor facilidad la capa interna que la externa, en esta potenciación (Figura 187).

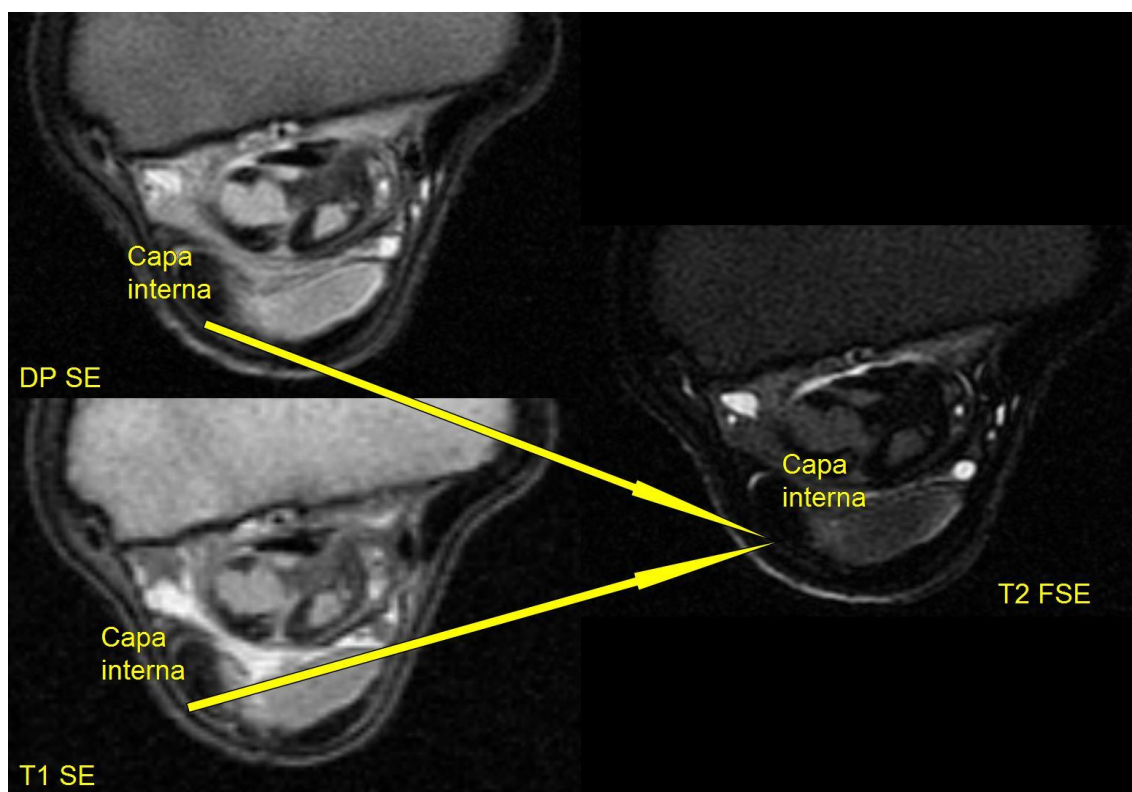


Figura 184. Corte transversal de la parte más distal del antebrazo de un equino adulto. El lado izquierdo es el aspecto lateral. Se presentan tres cortes idénticos, en las tres potenciaciones de las que se ha expuesto resultados para la piel hasta ahora, en los que se señala la capa interna de la piel en DP SE y T1 SE, desde donde parten las flechas, y se apunta a esta misma capa en la imagen potenciada en T2 FSE. Se puede observar que, en esta última potenciación, es muy difícil distinguir

esta capa, y por lo tanto también la capa media, sin la ayuda del corte idéntico en alguna de las otras dos potenciaciones.

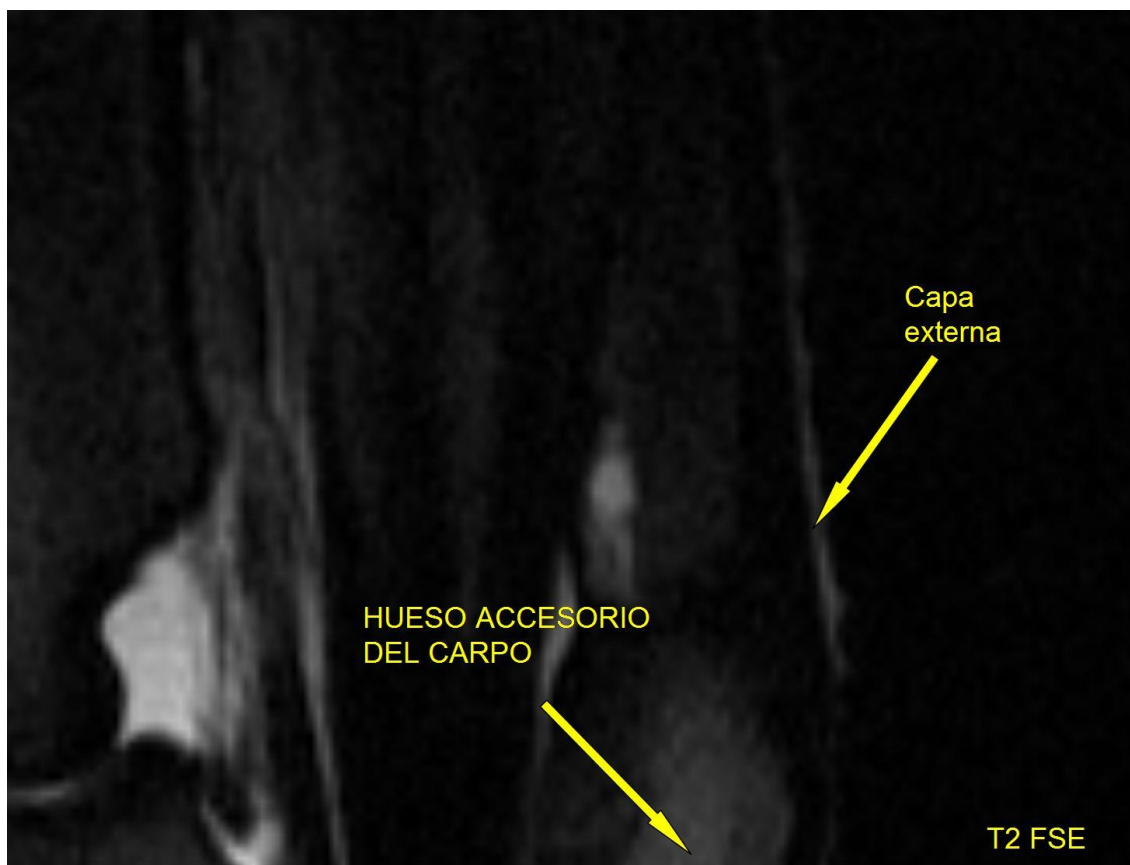


Figura 185. Corte sagital de la parte volar de la articulación carporradial de un caballo adulto, potenciada en T2 FSE, a nivel de la mital medial del hueso accesorio. Se señala la capa externa de la piel y se puede observar cómo las capas media e interna no se pueden discriminar.

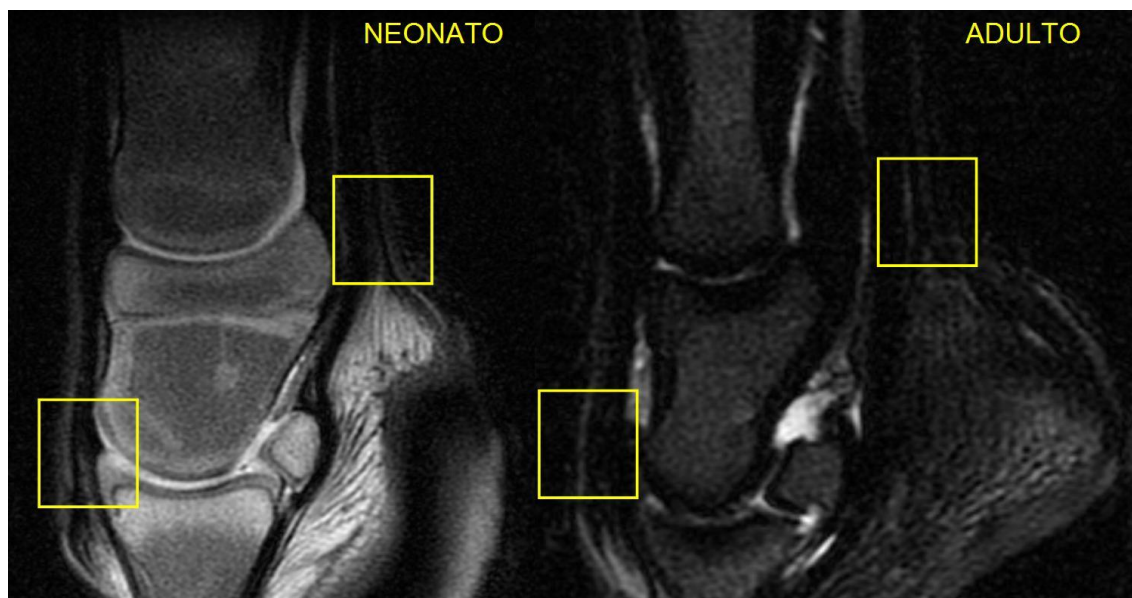


Figura 186. Imágenes de dos cortes sagitales de la parte distal de la cuartilla y la parte proximal del casco, a nivel del tercio medio del eje lateromedial del hueso navicular, potenciados en T2 FSE. Se señala, con rectángulos de color amarillo, dos zonas en ambas imágenes, en las que se puede observar la diferencia en la definición y contraste de las capas de la piel en el neonato y el adulto, siendo de mayor calidad la imagen de animal joven.

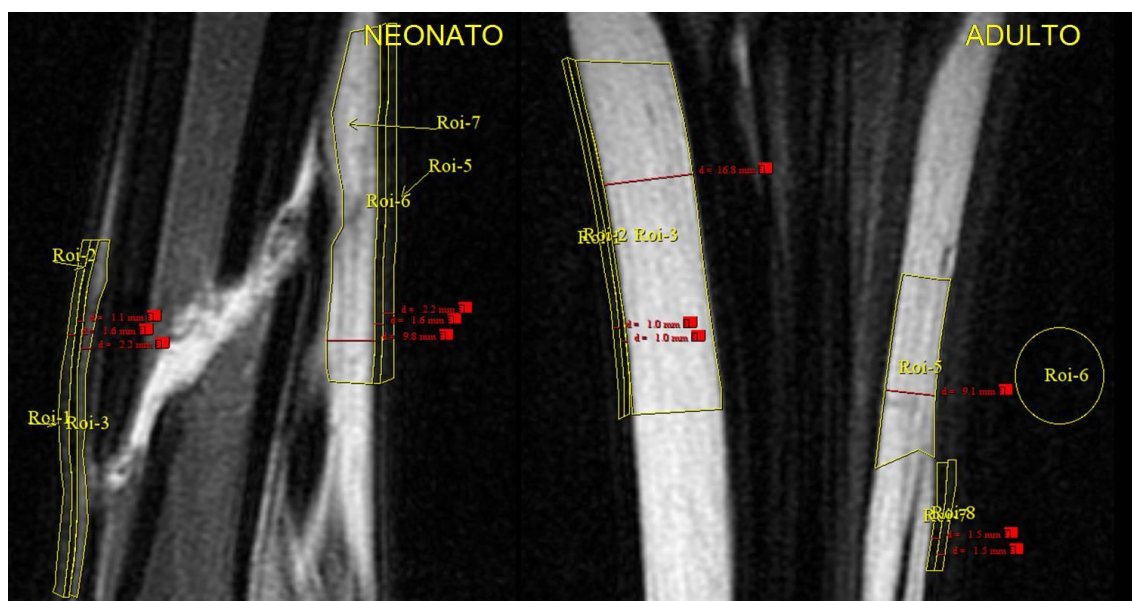


Figura 187. A la izquierda, podemos ver la imagen del corte sagital del metatarso de un neonato con fractura, hemorragia y edema, potenciada en T2 FSE, en la que Roi-3 y Roi-7 representan la capa interna de la piel edematizada que, comparada con la capa externa a ese nivel, representada por Roi-1 y Roi-5, tiene un mayor contraste e IS. Lo mismo se puede observar en la imagen de la derecha, procedente de un corte coronal del metatarso de un adulto, con la misma potenciación, a nivel de los tendones flexores digitales, aquejado de edema por decúbito; en esta última imagen, Roi-3 y Roi-5 representan la capa interna y Roi-1 y Roi-8 la externa.

5.1.1.4. IMÁGENES POTENCIADAS EN T2 FSTIR DE LA PIEL Y EL RUIDO

También en esta variante de la potenciación básica T2 SE, aparecen las tres capas de la piel vistas para T1 SE, DP SE y T2 FSE, y también presentan entre ellas la misma relación de hiper e hipointensidad (Figura 188) pero, al igual que ocurría con T2 FSE, resultan mucho más difíciles de discriminar y de observar juntas en la misma imagen, que en las potenciaciones T1 SE y DP SE. La frecuencia con la que se distingue, al menos una de las capas, se representa gráficamente en la Figura 189.

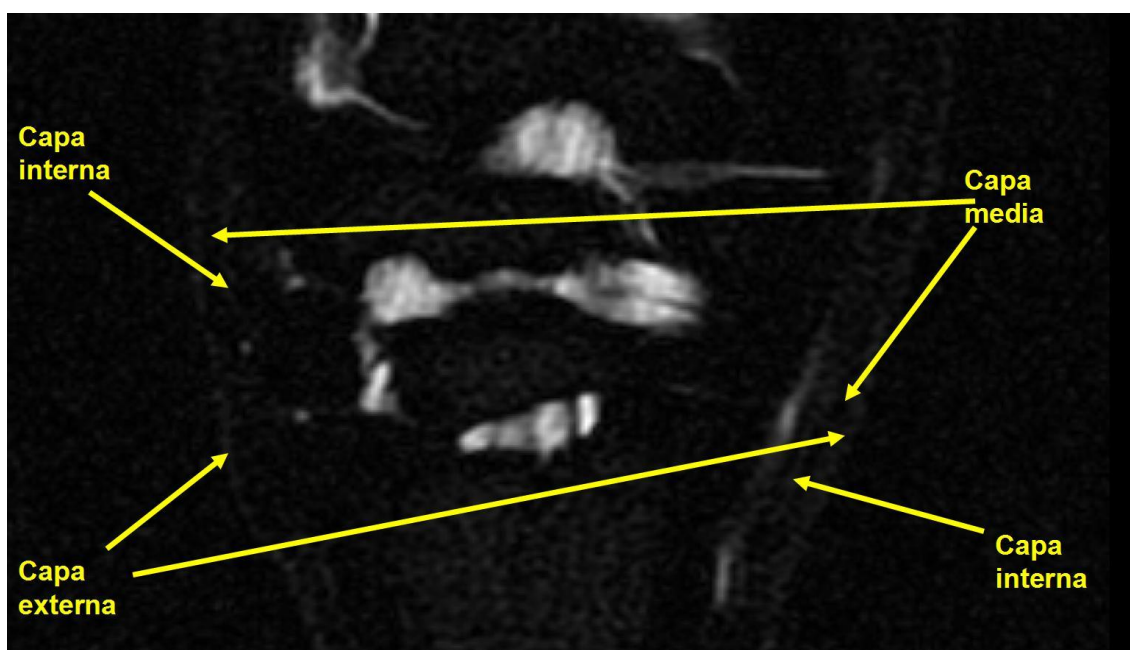


Figura 188. Imagen de un corte coronal del tarso de un caballo adulto, potenciado en T2 FSTIR, en el que se señalan las tres capas de la piel.

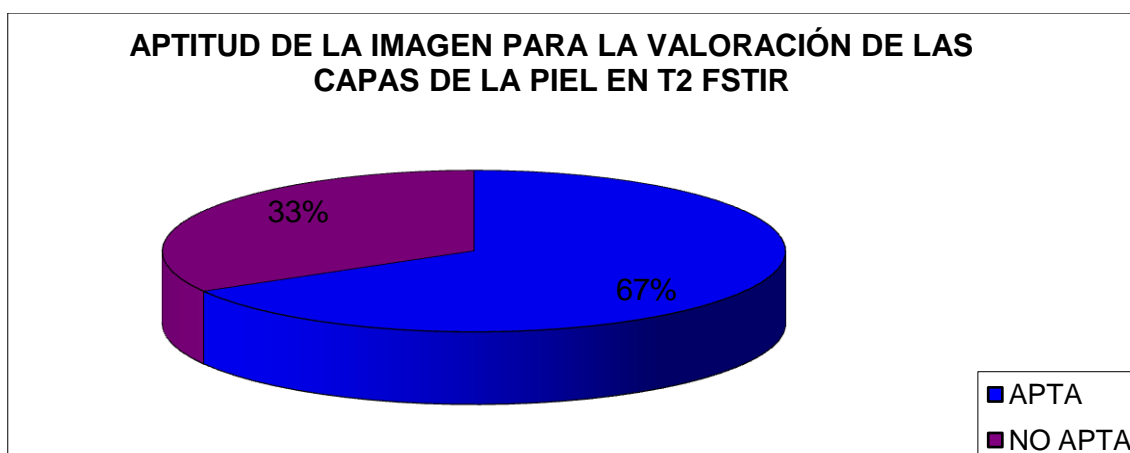


Figura 189. Representación gráfica del porcentaje de imágenes aptas y no aptas para el estudio de alguna de las capas de la piel, en la potenciación T2 FSTIR, a partir del 100% de las que fueron aptas para el estudio de alguna de esas capas en la potenciación T1 SE. Este porcentaje coincide con

el de las imágenes que fueron aptas para la valoración e identificación de la capa externa en esta potenciación, en relación al 100% de las que fueron aptas para la valoración de alguna de las capas en T1 SE.

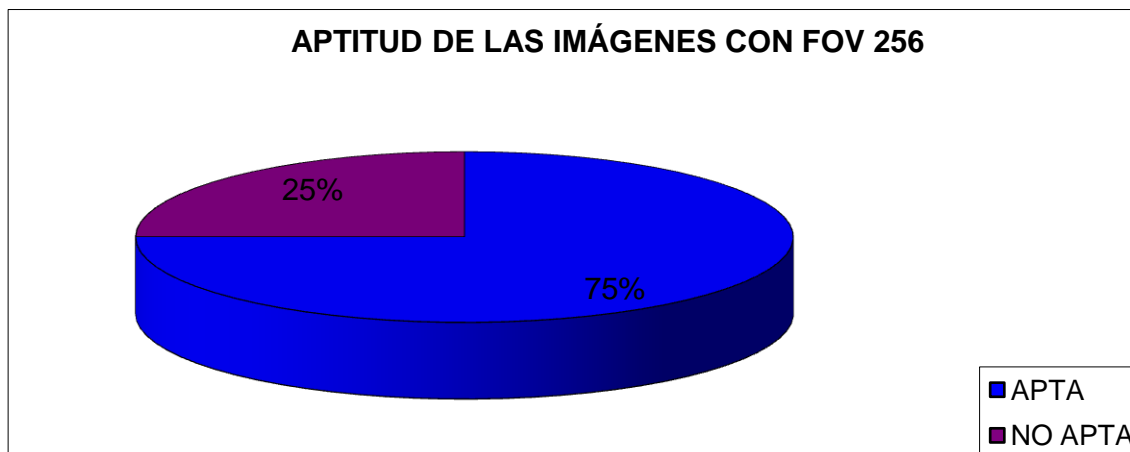


Figura 190. Representación gráfica del porcentaje de imágenes con FOV 256 aptas y no aptas para el estudio de las capas de la piel, en la potenciación T2 FSTIR, a partir del 100% de las que fueron aptas con FOV 256 en la potenciación T1 SE. Éste coincide con el porcentaje de imágenes que fueron aptas para la valoración e identificación de la capa externa en esta potenciación, en relación al 100% de las que fueron aptas para la valoración de alguna de las capas en T1 SE.

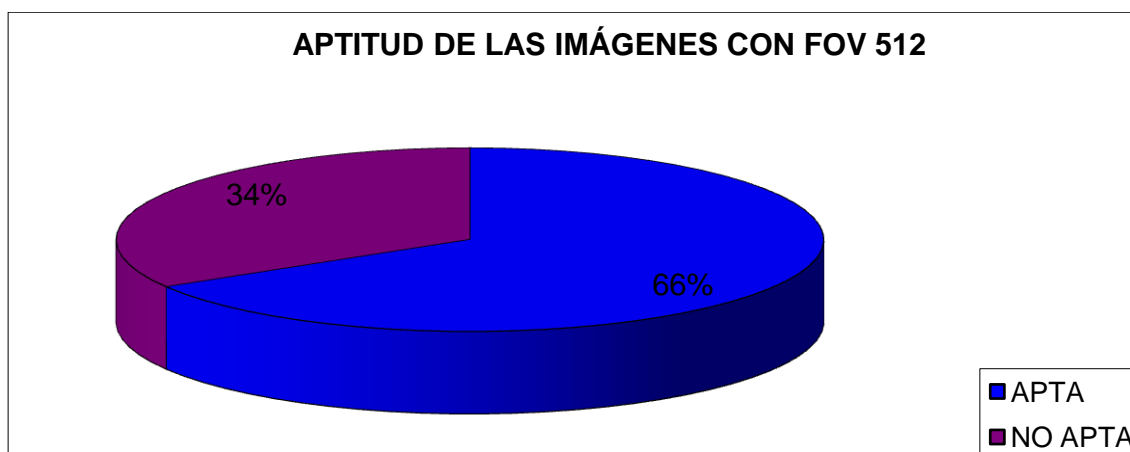


Figura 191. Representación gráfica del porcentaje de imágenes con FOV 512 aptas y no aptas para el estudio de las capas de la piel, en la potenciación T2 FSTIR, a partir del 100% de las que fueron aptas con FOV 512 en la potenciación T1 SE. Dicho porcentaje coincide con el de las imágenes que fueron aptas para la valoración e identificación de la capa externa en esta potenciación, en relación al 100% de las que fueron aptas para la valoración de alguna de las capas en T1 SE.

T2 FSTIR se trata de la potenciación que presenta un mayor porcentaje de imágenes no aptas en nuestro estudio; además, al contrario que en las otras potenciaciones vistas hasta ahora, es el único grupo en que las imágenes con unos

menores FOV y matriz presentan un mayor porcentaje de imágenes aptas (Figura 190 y Figura 191).

5.1.1.4.A. CAPA EXTERNA

En T2 FSTIR, esta capa sigue apreciándose, al igual que en las otras potenciaciones estudiadas, como una capa hiperintensa en relación al aire y a la capa media (Figura 192), y es en esta variante de la potenciación T2 en la que se puede identificar y valorar con una menor frecuencia de todas las vistas para la piel (Figura 189); además, cuando se puede distinguir, se observa, por lo general, con mucha menor definición que en T1 SE o DP SE, e incluso que en T2 FSE.



Figura 192. Imagen potenciada en T2 FSTIR de un corte coronal de la mitad distal del tarso de un caballo adulto. Se señala la parte más caudal de la médula del hueso tarsiano III y la médula ósea del extremo proximal del hueso metatarsiano III. La flecha indica la capa externa de la piel del lado medial del tarso.

Los datos obtenidos de los parámetros estudiados para esta capa en esta potenciación se esponen tabulados a continuación en la Figura 193.

1- ASL 256 T2 FSTIR									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	3	86,34	32,16	62,62	122,95	62,62	36,39	49,95	122,73
GRIS PRINCIPAL	3	3,17	0,58	2,5	3,5	3,5	0,66	2,51	3,83
GRIS SECUNDARIO	3	2,17	0,58	1,5	2,5	2,5	0,66	1,51	2,83
HETEROGENEIDAD	3	1,33	0,58	1	2	1	0,66	0,67	1,99
GROSOR	3	3,83	2,10	2,2	6,2	2,2	2,38	1,45	6,21
TAMAÑO DEL GRANO *	3	1,50	0,00	1,5	1,5	1,5	NP	NP	NP

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	3	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	3	100,00%	100,00%		

2- ASL 512 T2 FSTIR									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	42	94,39	40,56	53,27	303,13	53,27	12,27	82,12	106,66
GRIS PRINCIPAL	42	2,36	1,65	1	8,5	1,5	0,50	1,86	2,86
GRIS SECUNDARIO	42	0,79	0,46	0,5	1,5	0,5	0,14	0,65	0,93
HETEROGENEIDAD	42	1,95	0,22	1	2	2	0,07	1,88	2,02
GROSOR	42	1,62	0,53	0,9	3,3	1,4	0,16	1,46	1,78
TAMAÑO DEL GRANO *	42	1,31	0,21	0,75	1,75	1,25	0,06	1,25	1,37

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	42	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%

LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	42	100,00%	100,00%		

3- AED 512 T2 FSTIR									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	6	136,14	58,43	89,11	238,91	89,11	46,75	89,39	182,89
GRIS PRINCIPAL	6	2,83	0,52	2,5	3,5	2,5	0,42	2,41	3,25
GRIS SECUNDARIO	6	1,67	0,41	1,5	2,5	1,5	0,50	1,17	2,17
HETEROGENEIDAD	6	1,83	0,41	1	2	2	0,33	1,50	2,16
GROSOR	6	1,30	0,28	0,9	1,5	1,5	0,22	1,08	1,52
TAMAÑO DEL GRANO *	6	1,17	0,13	1	1,25	1,25	0,10	1,07	1,27

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	6	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	6	100,00%	100,00%		

4- NSL 512 T2 FSTIR									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	23	97,99	84,66	11,81	281,6	11,81	34,60	63,39	132,59
GRIS PRINCIPAL	23	3,54	1,80	1,5	7,5	2,5	0,74	2,80	4,28
GRIS SECUNDARIO	23	1,28	0,74	0,5	2,5	1,5	1,50	-0,22	2,78
HETEROGENEIDAD	23	1,91	0,42	1	3	2	0,17	1,74	2,08
GROSOR	23	1,31	0,34	0,8	1,9	1,4	0,14	1,17	1,45
TAMAÑO DEL GRANO *	23	1,14	0,24	0,75	1,5	1,25	0,10	1,04	1,24

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	23	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%

LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	23	100,00%	100,00%		

5- PSL 512 T2 FSTIR									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	4	117,20	9,02	104,66	125,86	104,7	8,84	108,36	126,04
GRIS PRINCIPAL	4	2,75	0,50	2,5	3,5	2,5	0,49	2,26	3,24
GRIS SECUNDARIO	4	1,50	0,00	1,5	1,5	1,5	1,50	0,00	3,00
HETEROGENEIDAD	4	2,00	0,00	2	2	2	NP	NP	NP
GROSOR	4	1,33	0,22	1	1,5	1,4	0,22	1,11	1,55
TAMAÑO DEL GRANO *	4	1,19	0,13	1	1,25	1,25	0,13	1,06	1,32

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	4	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	4	100,00%	100,00%		

6- PEF 512 T2 FSTIR									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	6	235,17	23,15	193,53	258,82	193,5	18,52	216,65	253,69
GRIS PRINCIPAL	6	5,67	0,75	4,5	6,5	5,5	0,60	5,07	6,27
GRIS SECUNDARIO	6	1,83	0,52	1,5	2,5	1,5	1,50	0,33	3,33
HETEROGENEIDAD	6	2,33	0,52	2	3	2	0,42	1,91	2,75
GROSOR	6	1,53	0,33	0,9	1,9	1,6	0,26	1,27	1,79
TAMAÑO DEL GRANO *	6	1,25	0,00	1,25	1,25	1,25	NP	NP	NP

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	6	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%

LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	6	100,00%	100,00%		

Figura 193. Tablas con los resultados de la capa externa hiperintensa de la piel para los distintos parámetros estudiados, en T2 FSTIR; DS representa la desviación estándar, Min. el valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR textura granular, ALG textura algodonosa, LISA textura lisa y NP representa “no procede” (por ser el valor de la DS igual a 0). Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ASL 256 (adultos sin lesión con FOV 256); ASL 512 (adultos sin lesión con FOV 512); NSL 512 (neonatos sin lesión con FOV 512); PSL 512 (potrillos sin lesión con FOV 512); AED 512 (adultos con edema por decúbito con FOV 512); PEF 512 (potrillos con edema y hemorragia por fractura con FOV 512); IS (intensidad de señal).

Visto todo lo expuesto hasta aquí y teniendo en cuenta los valores del grosor de corte y el espacio entre los mismos, tal y como están señalados en el apartado de material y métodos, la **IRM de la capa externa de la piel en T2**, obtenida mediante la secuencia de pulsos convencional SE con las opciones IR y *Fast* (**FSTIR**), se puede describir para cada grupo de animales estudiado, utilizando los parámetros analizados en este trabajo, de la forma que se expone a continuación:

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 256:

Animales adultos sin lesión. Se trata de una estructura con un valor de IS media de en torno a 86 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 3,17 y uno secundario de 2,17. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,33, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,5mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 3,83mm.

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 512:

Animales adultos sin lesión. Presentaban un valor de IS media de en torno a 94 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 2,36 y uno secundario de 0,79. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,95, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,31mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,62mm.

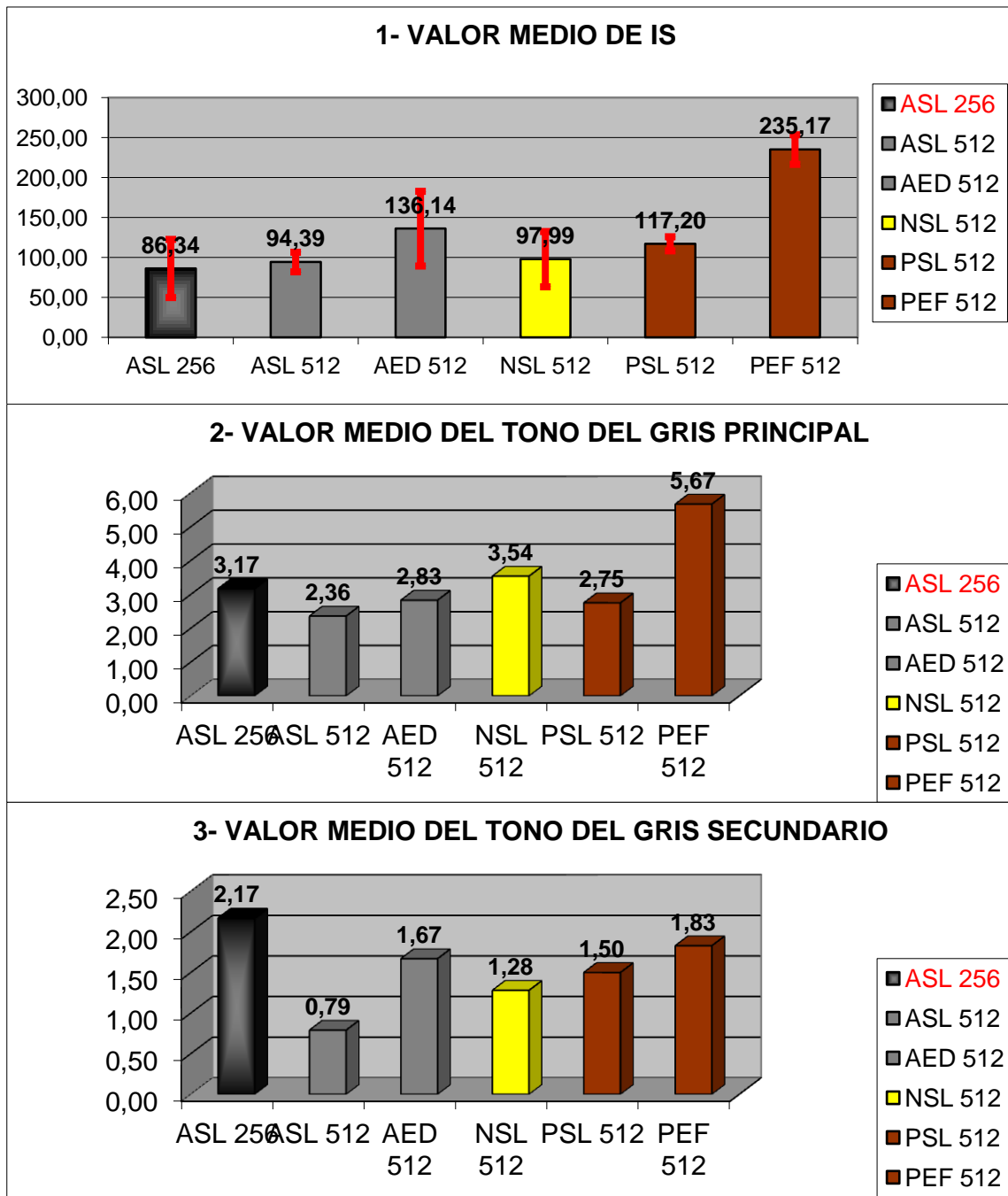
Animales adultos con edema por decúbito. El valor de IS media fue de en torno a 136 unidades aproximadamente, el gris principal tuvo un valor medio de tono de 2,83 y el secundario de 1,67. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,83, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,17mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,3mm.

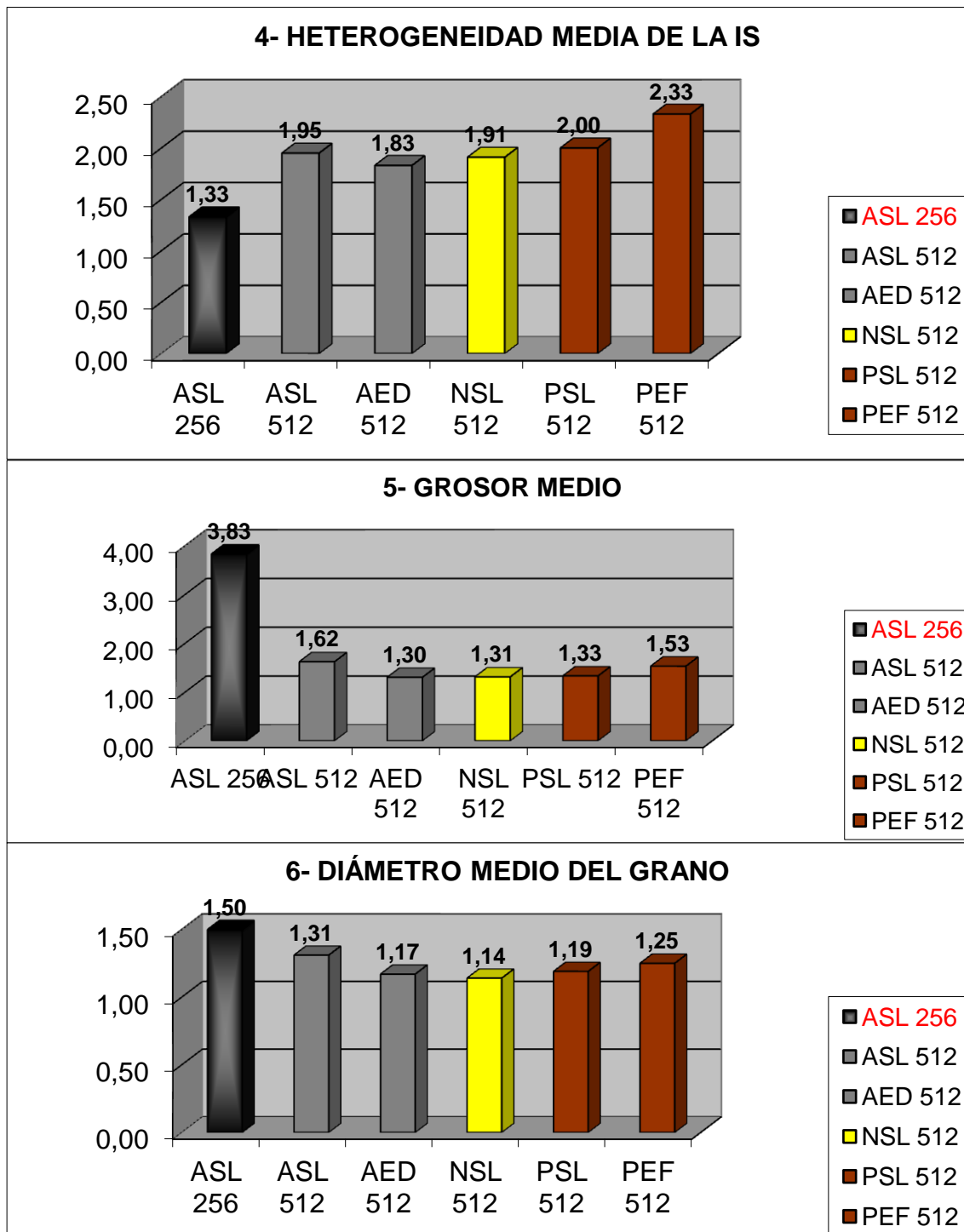
Animales neonatos sin lesión. La IS media fue de en torno a 98 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 3,54 y el secundario de 1,28. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,91, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,14mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 1,31mm.

Potrillos sin lesión. La IS media fue de en torno a 117 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 2,75 y el secundario de 1,5. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,19mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 1,33mm.

Potrillos con edema por fractura. La IS media fue de en torno a 235 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 5,67 y el secundario de 1,83. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2,33, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,25mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 1,53mm.

Los promedios de los resultados de los parámetros estudiados en esta capa se exponen a continuación de forma gráfica en la Figura 194.





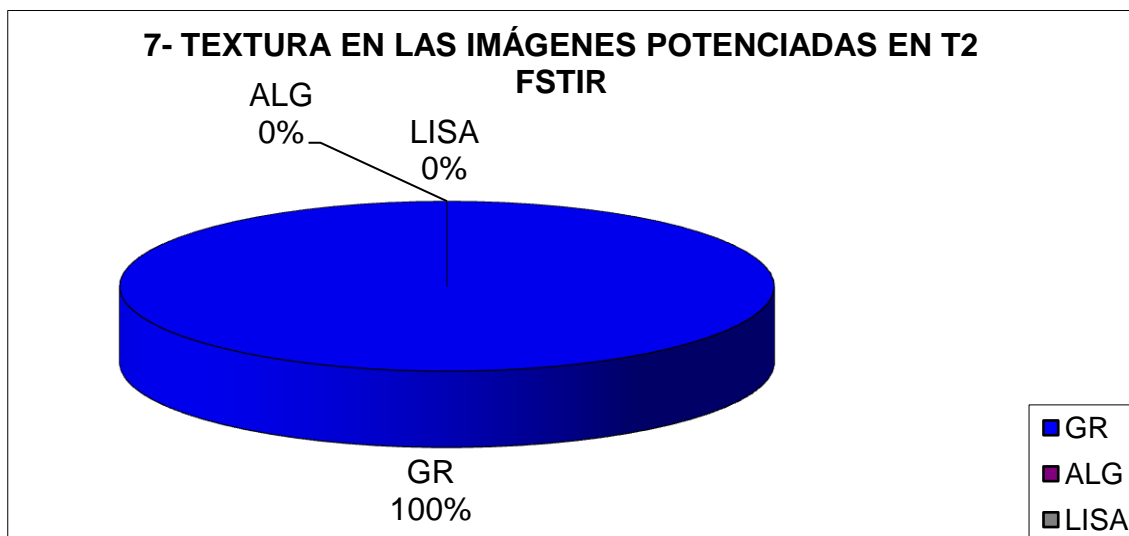


Figura 194. Representación gráfica de la comparación de los valores medios y frecuencias de los resultados obtenidos, para la potenciación T2 FSTIR, en los distintos parámetros estudiados en función del grupo al que pertenecen las imágenes; en la gráfica 1 se representan los intervalos de confianza para cada media. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ASL 256 (adultos sin lesión con FOV 256); ASL 512 (adultos sin lesión con FOV 512); NSL 512 (neonatos sin lesión con FOV 512); PSL 512 (potrillos sin lesión con FOV 512); AED 512 (adultos con edema por decúbito con FOV 512); PEF 512 (potrillos con edema y hemorragia por fractura con FOV 512); IS (intensidad de señal); GR (textura granular); ALG (textura algodonosa); LISA (textura lisa).

En cuanto a la IS valorada con ayuda de la herramienta de Osiris 4.19® (gráfica 1, Figura 194), cabe destacar que fue muy similar en todos los grupos de animales sin lesión a ese nivel, siendo ligeramente mayor en los animales más jóvenes y un poco menor en las imágenes de adultos con menor FOV y matriz. En los animales con lesión a nivel de la piel, la IS media fue notablemente mayor, y mucho más aún en aquellos que además eran jóvenes. El tono de gris principal fue también mayor en los animales jóvenes con lesión en piel, pero con una excepción, ya que las imágenes con unos menores FOV y matriz de animales adultos presentaban mayor tono de gris incluso que los potrillos sin lesión. Cuando se analiza la media del tono de gris secundario (gráfica 3, Figura 194), este hecho es mucho más acusado, incrementándose en gran medida la diferencia de tono del gris minoritario, más oscuro en esta capa, entre las imágenes de los adultos sanos con FOV 256 y FOV 512; es decir, las áreas más oscuras de esta capa son más claras en las imágenes con menor matriz que en aquellas con una matriz mayor. En el resto de los grupos, este tono secundario sigue respetando el patrón de mayor nivel en animales jóvenes que en adultos, y también mayor en animales con lesión que

en animales sin ella. La heterogeneidad media fue muy similar en todos los grupos, aunque algo menor en las imágenes con menores FOV y matriz y algo mayor en los animales jóvenes con lesión traumática (gráfica 4, Figura 194). El grosor, con la excepción de las imágenes con FOV 256, fue muy similar en todos los grupos, aunque ligeramente mayor en los adultos sin lesión y en los potrillos con edema por fractura; en las imágenes con menor matriz, el grosor se disparó hasta algo más de 3,8 mm. El tamaño del grano fue muy similar en todos los grupos, aunque algo mayor en los adultos, con la excepción de las imágenes con FOV 256 que, una vez más, presentaban el mayor tamaño, llegando a 1,5 mm de diámetro medio. La textura, en todas las imágenes aptas para la valoración de esta capa, fue granular, como en casi todas las vistas en otras potenciaciones.

5.1.1.4.B. CAPA MEDIA

Esta capa aparece, como en el resto de potenciaciones, como una línea hipointensa entre las capas externa e interna; sin embargo, su definición y contraste son mucho menores que en T1 SE o DP SE, y también algo menor incluso que en las imágenes potenciadas en T2 FSE (Figura 195). Estos menores definición y contraste hacen que, al igual que ocurría con la capa externa, en esta variante de la potenciación T2 SE, las imágenes aptas para su identificación y valoración sean menos frecuentes que en T1 SE y DP SE (Figura 196).

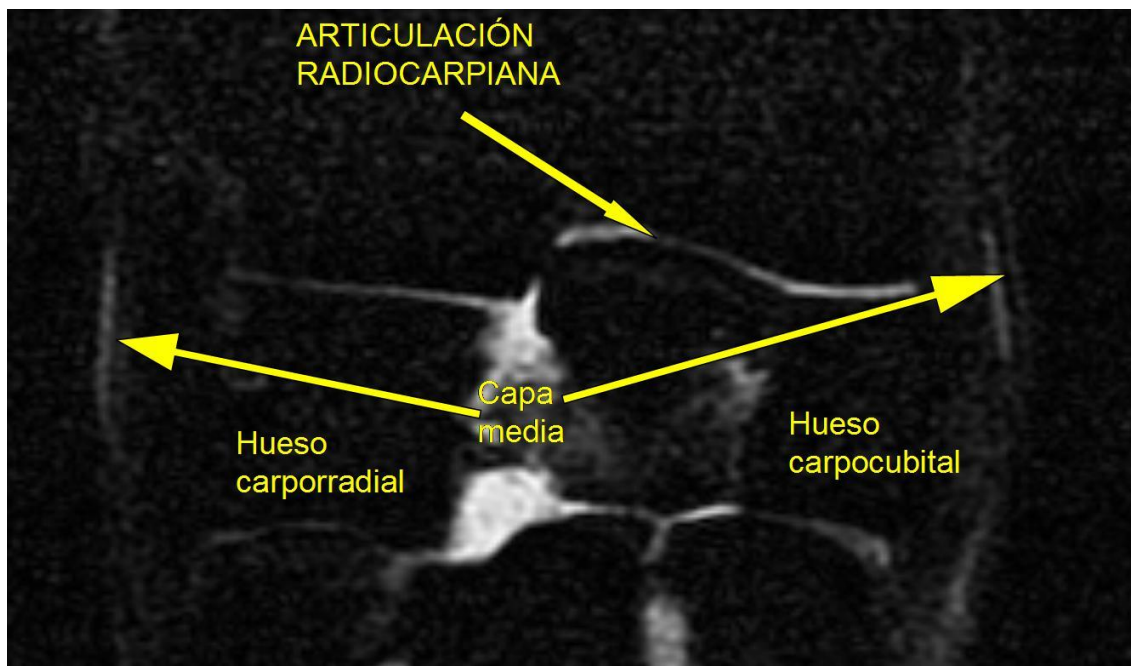


Figura 195. Imagen potenciada en T2 FSTIR de un corte coronal del carpo de un caballo adulto, en que se señala con un par de flechas la capa media de la piel en el lado medial (izquierda) y lateral (derecha).

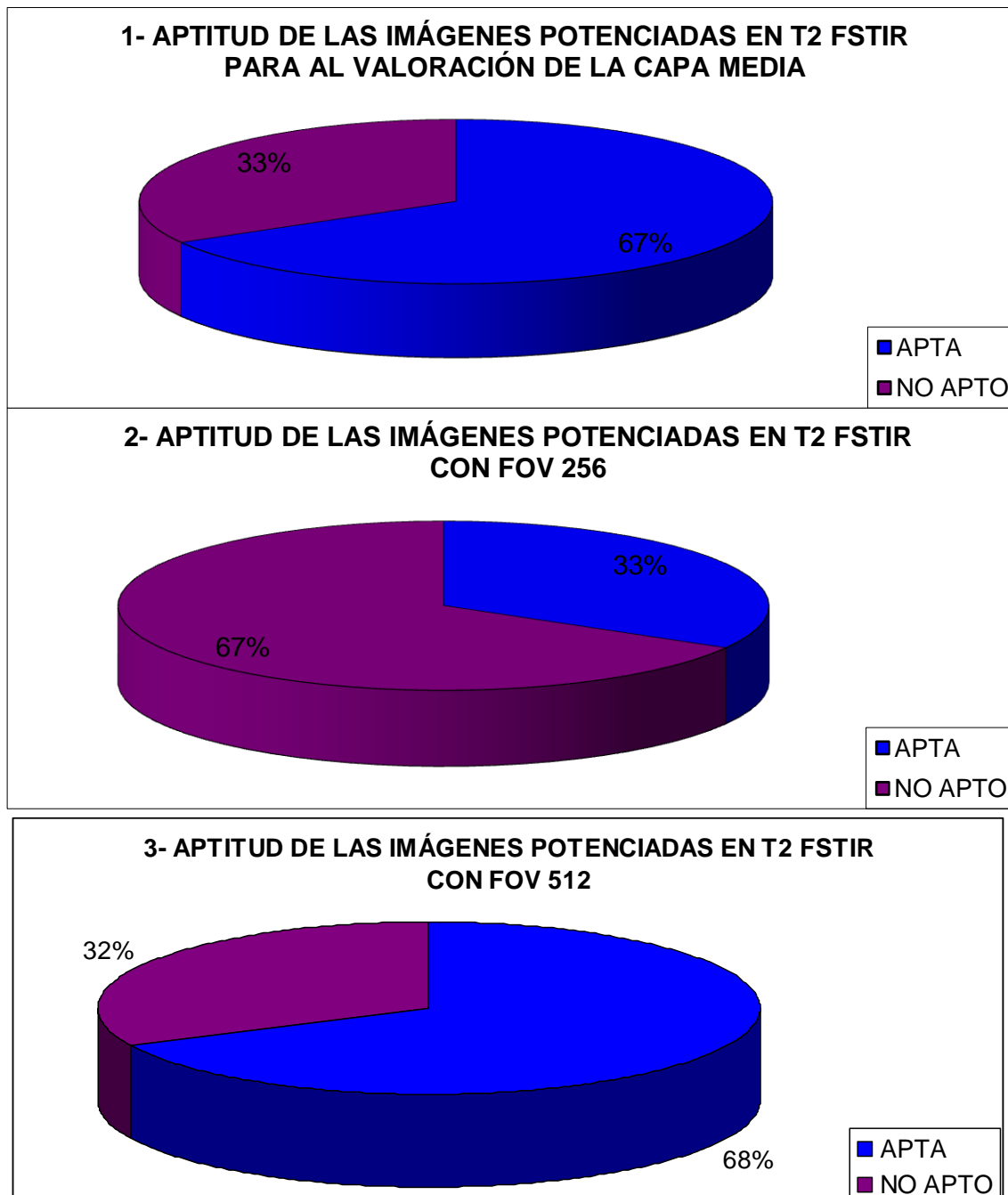


Figura 196. Representación gráfica del porcentaje de imágenes aptas y no aptas para el estudio de la capa media de la piel, en la potenciación T2 FSTIR, a partir del 100% de las que fueron aptas para el estudio de la capa externa en esta misma potenciación. Gráfica 1: representa el porcentaje del conjunto de imágenes estudiadas independientemente de su FOV; gráfica 2: representa el porcentaje del conjunto de imágenes con FOV 256; gráfica 3: representa el porcentaje del conjunto de imágenes con FOV 512.

Los resultados obtenidos de los parámetros estudiados en esta capa para esta potenciación se exponen a continuación en forma de tablas (Figura 197).

1- ASL 256 FSTIR T2									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	12	42,24	13,65	17,28	62,32	17,28	7,72	34,52	49,96
GRIS PRINCIPAL	12	0,29	0,26	0	0,5	0,5	0,15	0,14	0,44
GRIS SECUNDARIO	12	0,63	0,43	0	1,5	0,5	0,24	0,39	0,87
HETEROGENEIDAD	12	1,08	0,51	0	2	1	0,29	0,79	1,37
GROSOR	12	1,73	0,43	0,9	2,7	1,9	0,24	1,49	1,97
TAMAÑO DEL GRANO *	12	1,35	0,48	0	2	1,5	0,27	1,08	1,62

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	11	91,67%	91,67%	61,52%	99,79%
LISA	1	8,33%	100,00%	0,21%	38,48%
TOTAL	12	100,00%	100,00%		

2- ASL 512 FSE T2									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	52	62,53	28,44	28,49	158,17	28,49	7,73	54,80	70,26
GRIS PRINCIPAL	54	0,54	0,43	0	1,5	0,5	0,11	0,43	0,65
GRIS SECUNDARIO	52	1,62	1,34	0	8,5	1,5	1,50	0,12	3,12
HETEROGENEIDAD	52	1,92	0,52	1	3	2	0,14	1,78	2,06
GROSOR	52	1,25	0,32	0,5	2	1,4	0,09	1,16	1,34
TAMAÑO DEL GRANO *	52	1,10	0,22	0,5	1,75	1,25	0,06	1,04	1,16

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	52	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%

LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	52	100,00%	100,00%		

3- AED 512 FSTIR T2									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	4	99,74	35,88	56,75	142,32	56,75	35,16	64,58	134,90
GRIS PRINCIPAL	4	0,38	0,25	0	0,5	0,5	0,24	0,14	0,62
GRIS SECUNDARIO	4	1,38	0,25	1	1,5	1,5	0,50	0,88	1,88
HETEROGENEIDAD	4	2,00	0,00	2	2	2	NP	NP	NP
GROSOR	4	1,18	0,32	0,9	1,5	0,9	0,31	0,87	1,49
TAMAÑO DEL GRANO *	4	1,13	0,14	1	1,25	1	0,14	0,99	1,27

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	4	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	4	100,00%	100,00%		

4- NSL 512 FSTIR T2									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	17	54,66	42,69	8,53	190,28	8,53	20,29	34,37	74,95
GRIS PRINCIPAL	17	0,36	0,38	0	1,5	0,5	0,18	0,18	0,54
GRIS SECUNDARIO	17	1,15	0,52	0,5	2,5	1	1,50	-0,35	2,65
HETEROGENEIDAD	17	1,47	0,51	1	2	1	0,24	1,23	1,71
GROSOR	17	1,04	0,29	0,5	1,4	0,9	0,14	0,90	1,18
TAMAÑO DEL GRANO *	17	0,97	0,23	0,5	1,25	1	0,11	0,86	1,08

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	17	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%

LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	17	100,00%	100,00%		

5- PSL 512 FSTIR T2									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	6	67,39	8,41	53,18	78,26	53,18	6,73	60,66	74,12
GRIS PRINCIPAL	6	0,75	0,42	0,5	1,5	0,5	0,34	0,41	1,09
GRIS SECUNDARIO	6	0,42	0,20	0	0,5	0,5	1,50	-1,08	1,92
HETEROGENEIDAD	6	1,83	0,41	1	2	2	0,33	1,50	2,16
GROSOR	6	1,13	0,25	0,9	1,5	1	0,20	0,93	1,33
TAMAÑO DEL GRANO *	6	1,04	0,10	1	1,25	1	0,08	0,96	1,12

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	6	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	6	100,00%	100,00%		

6- PEF 512 FSTIR T2									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	7	206,50	72,72	107,14	301,3	107,1	53,87	152,63	260,37
GRIS PRINCIPAL	7	2,07	1,13	0,5	3,5	1,5	0,84	1,23	2,91
GRIS SECUNDARIO	7	1,29	0,91	0,5	3	0,5	1,50	-0,21	2,79
HETEROGENEIDAD	7	1,86	0,38	1	2	2	0,28	1,58	2,14
GROSOR	7	1,20	0,28	0,9	1,6	1,1	0,21	0,99	1,41
TAMAÑO DEL GRANO *	7	1,21	0,37	1	2	1	0,27	0,94	1,48

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	7	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%

LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	7	100,00%	100,00%		

Figura 197. Tablas con los resultados de la capa media hipointensa de la piel para los distintos parámetros estudiados en T2 FSTIR; DS representa la desviación estándar, Min. el valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR textura granular, ALG textura algodonosa, LISA textura lisa y NP representa “no procede” (por ser el valor de la DS igual a 0). Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ASL 256 (adultos sin lesión con FOV 256); ASL 512 (adultos sin lesión con FOV 512); NSL 512 (neonatos sin lesión con FOV 512); PSL 512 (potrillos sin lesión con FOV 512); AED 512 (adultos con edema por decúbito con FOV 512); PEF 512 (potrillos con edema y hemorragia por fractura con FOV 512); IS (intensidad de señal).

Visto todo lo expuesto hasta aquí y teniendo en cuenta los valores del grosor de corte y el espacio entre los mismos, tal y como están señalados en el apartado de material y métodos, la **IRM de la capa media de la piel en T2**, obtenida mediante la secuencia de pulsos convencional SE con las opciones IR y *Fast* (**FSTIR**), se puede describir para cada grupo de animales estudiado, utilizando los parámetros analizados en este trabajo, de la forma que se expone a continuación:

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 256:

Animales adultos sin lesión. Se trata de una estructura con un valor de IS media de en torno a 42 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 0,29 y uno secundario de 0,63. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,08, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se repartió entre lisa y granular con una frecuencia de 8,3 y 91,7 respectivamente, presentando el grano de la imagen, en esta última, un diámetro medio de 1,35mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,73mm.

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 512:

Animales adultos sin lesión. Presentaban un valor de IS media de en torno a 62 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 0,54 y uno secundario de 1,62. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,92, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,1mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,25mm.

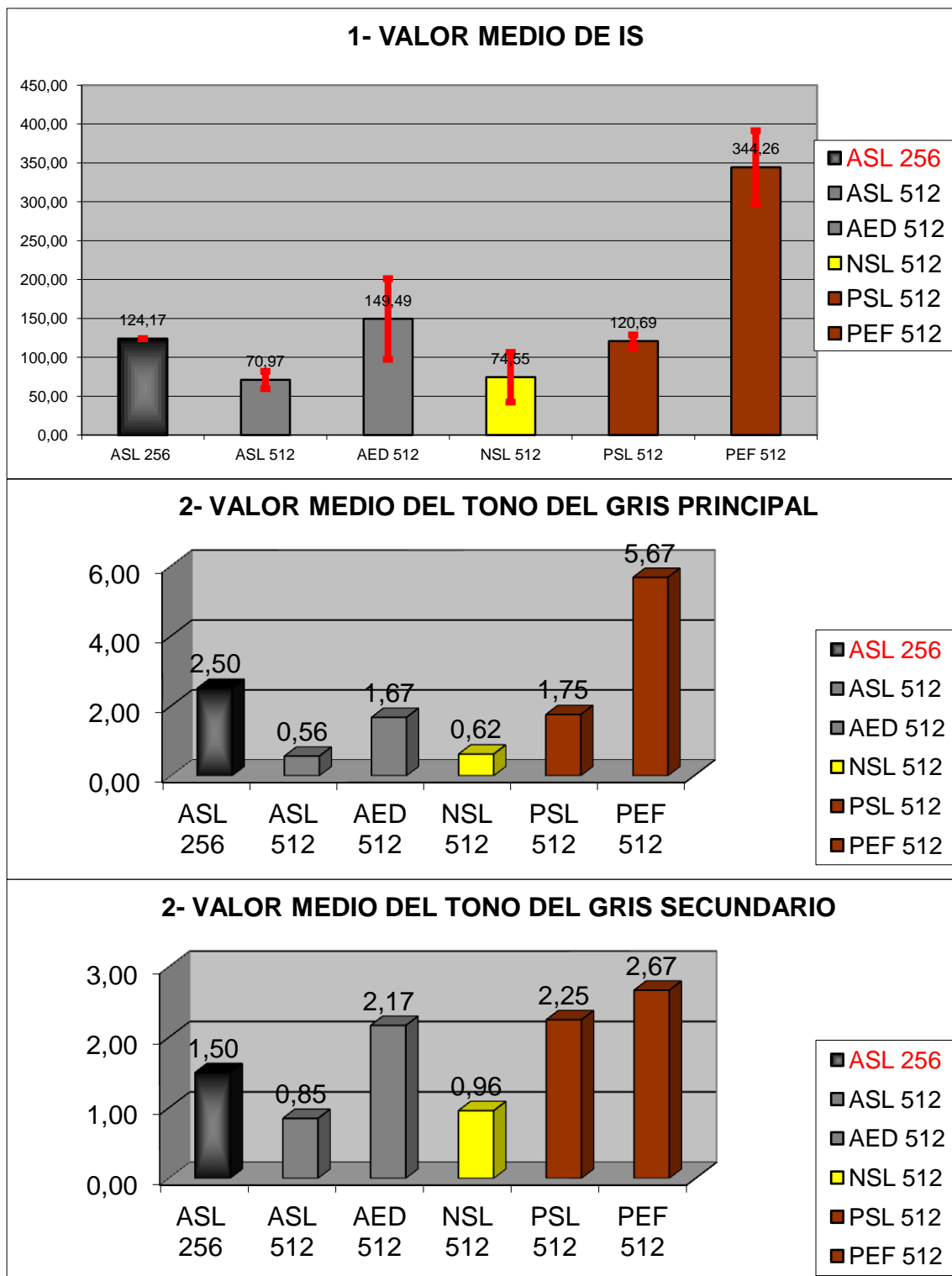
Animales adultos con edema por decúbito. El valor de IS media fue de en torno a 100 unidades aproximadamente, el gris principal tuvo un valor medio de tono de 0,38 y el secundario de 1,38. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,13mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,18mm.

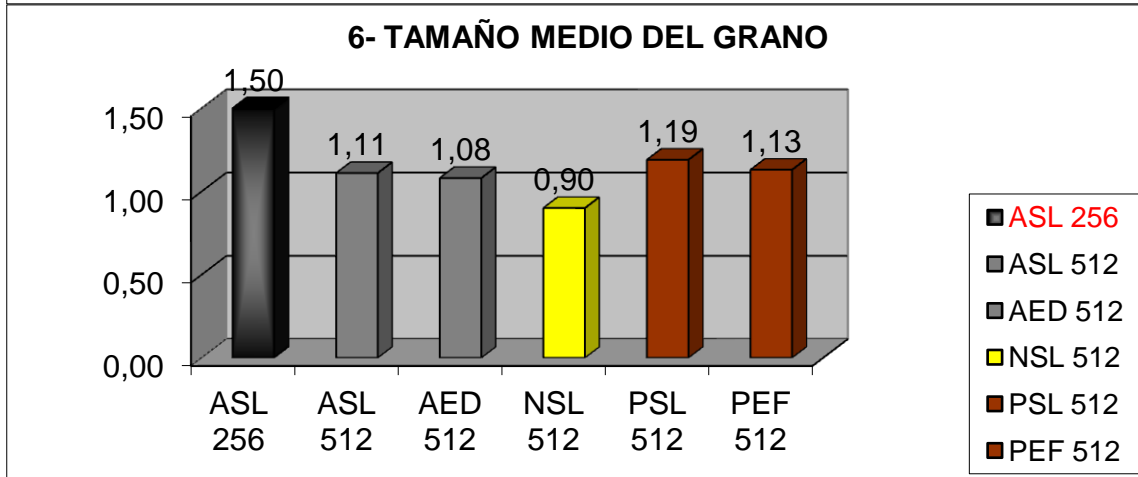
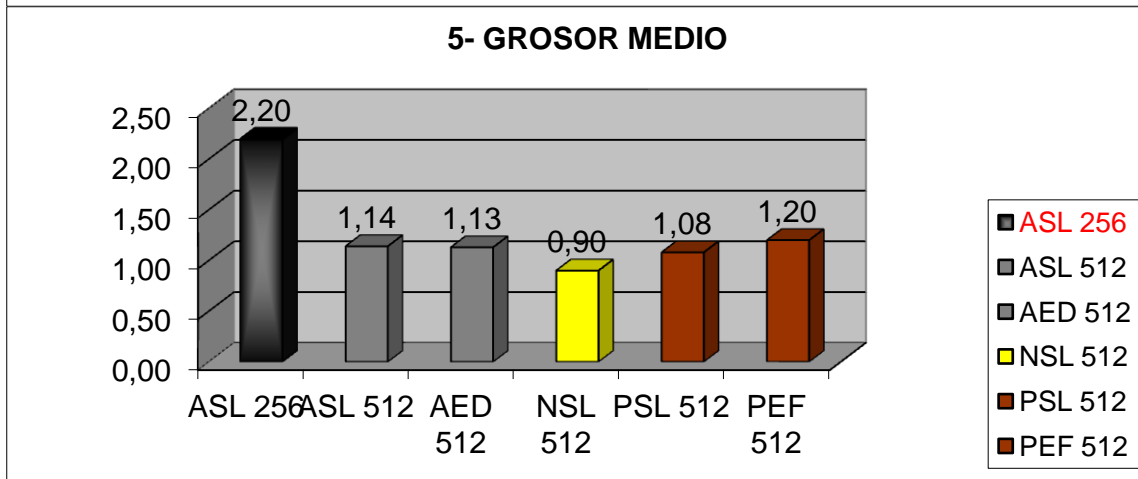
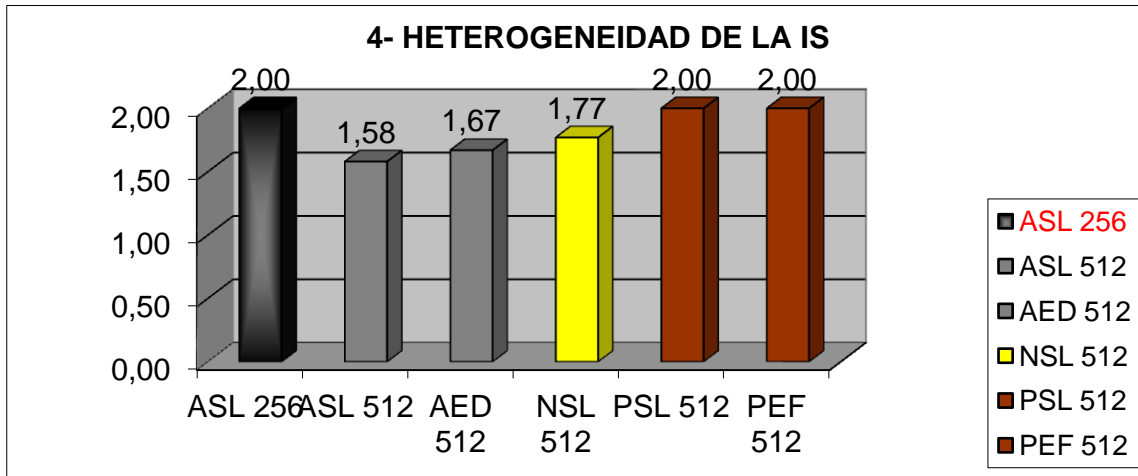
Animales neonatos sin lesión. La IS media fue de en torno a 55 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 0,36 y el secundario de 1,15. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,47, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 0,97mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 1,04mm.

Potrillos sin lesión. La IS media fue de en torno a 67 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 0,75 y el secundario de 0,42. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,83, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,04mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 1,13mm.

Potrillos con edema por fractura. La IS media fue de en torno a 206 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 2,07 y el secundario de 1,29. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,86, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,21mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 1,2mm.

Los promedios de los resultados de los parámetros estudiados en esta capa se exponen a continuación, de forma gráfica, en la Figura 198.





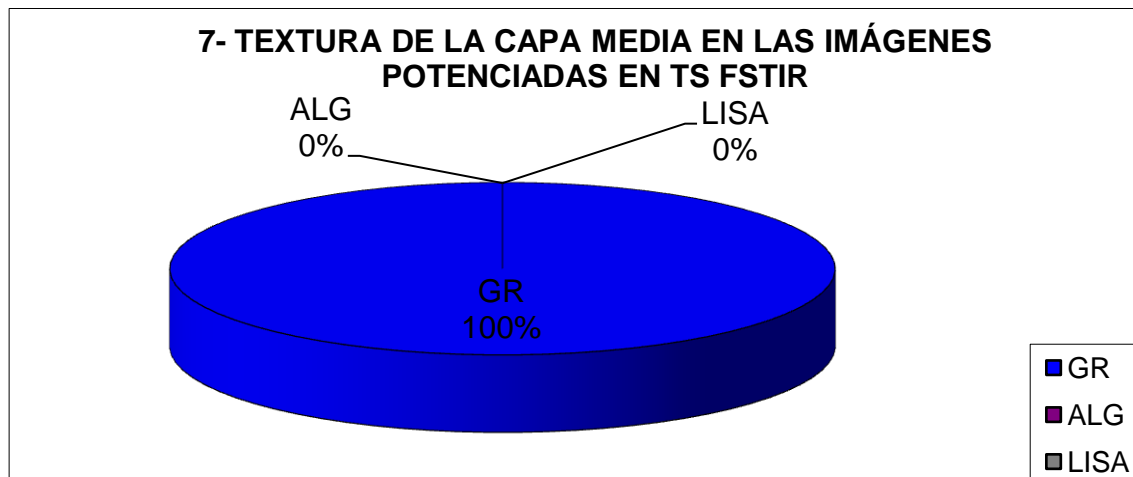


Figura 198. Representación gráfica de la comparación de los valores medios y frecuencias de los resultados obtenidos, para la potenciación T2 FSTIR, en los distintos parámetros estudiados en función del grupo al que pertenecen las imágenes; en la gráfica 1 se representan los intervalos de confianza para cada media. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ASL 256 (adultos sin lesión con FOV 256); ASL 512 (adultos sin lesión con FOV 512); NSL 512 (neonatos sin lesión con FOV 512); PSL 512 (potrillos sin lesión con FOV 512); AED 512 (adultos con edema por decúbito con FOV 512); PEF 512 (potrillos con edema y hemorragia por fractura con FOV 512); IS (intensidad de señal); GR (textura granular); ALG (textura algodonosa); LISA (textura lisa).

En cuanto a los valores medios de IS de la capa media de la piel, en las imágenes potenciadas en T2 FSTIR, se puede observar que, en los animales sanos, tanto adultos como neonatos, la intensidad de señal es baja y muy similar. En los potrillos sin lesión, en la piel se obtuvieron valores algo más elevados, aunque en ningún caso tanto como en los potrillos con inflamación y edema por fractura, en los que esta capa se vio muy afectada, siendo éste el grupo en el que el valor de IS estaba más elevado, con mucha diferencia sobre el grupo con el segundo valor más alto de IS, el de los adultos con edema por decúbito. Los valores relativos a las imágenes con FOV 256 se referían sólo a un dato, y se situaron cerca del valor del grupo de los potrillos sanos (gráfica 1, Figura 198).

Los valores medios de los tonos de gris principal y secundario reflejan bastante bien los resultados obtenidos para la IS mediante la herramienta de Osiris 4.19®; aunque nos aporta una información adicional que nos indica un mayor contraste entre tonos claros y oscuros en el grupo de adultos con edema por decúbito y en el grupo de potrillos sin lesión; además, en el grupo de potrillos con inflamación por fractura y en el de imágenes de adultos sin lesión con FOV 256, la relación de tonos se invierte,

teniendo el gris principal, un tono medio superior que el resto de los grupos (gráficas 2 y 3, Figura 198).

La heterogeneidad para esta capa, en T2 FSTIR, es muy similar en todos los grupos, cercana a un grado 2 según nuestra escala, siendo más homogénea en los adultos, sobre todo si no presentan lesión en la piel (gráfica 4, Figura 198).

El grosor medio, medido para esta capa en esta potenciación, es también muy similar en todos los grupos, entre 1,08 y 1,2 mm, un poco menor a 1 mm en neonatos y disparándose en el grupo con FOV 256 (gráfica 5, Figura 198). La textura observada en esta capa fue calificada de granular en todos los casos y el tamaño medio del grano se situó en torno a 1,1-1,2 mm para la mayoría de los grupos, con un tamaño bastante mayor en el grupo con FOV 256 y algo menor, 0,9 mm, en el grupo de neonatos (gráfica 6 y 7, Figura 198).

5.1.1.4.C. CAPA INTERNA

Como en el resto de potenciaciones descritas hasta ahora para la piel, esta capa se observa, como una línea hiperintensa en relación a la capa media (Figura 199). En este caso, también su definición y contraste son mucho menores que los obtenidos para esta misma capa en las potenciaciones T1 SE y DP SE, lo que se refleja nuevamente en una menor frecuencia de imágenes aptas para su identificación y valoración que en esas otras potenciaciones, e incluso, una menor frecuencia de aptitud aún que la que presentan las imágenes potenciadas en T2 FSE para esta misma capa (Figura 200).

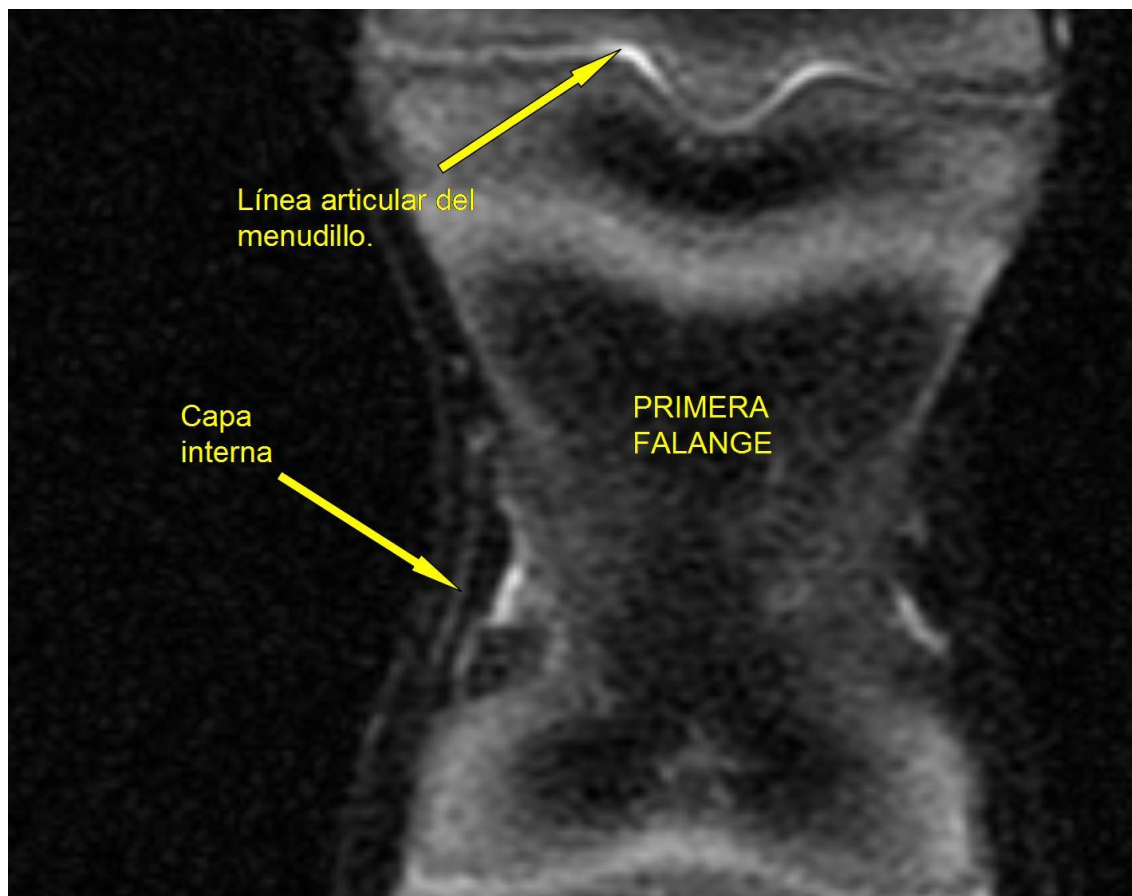


Figura 199. Imagen potenciada en T2 FSTIR de un corte coronal la cuartilla de un equino neonato, donde se señala con una flecha la capa interna de la piel en el lado izquierdo y con otra la línea articular del menudillo.

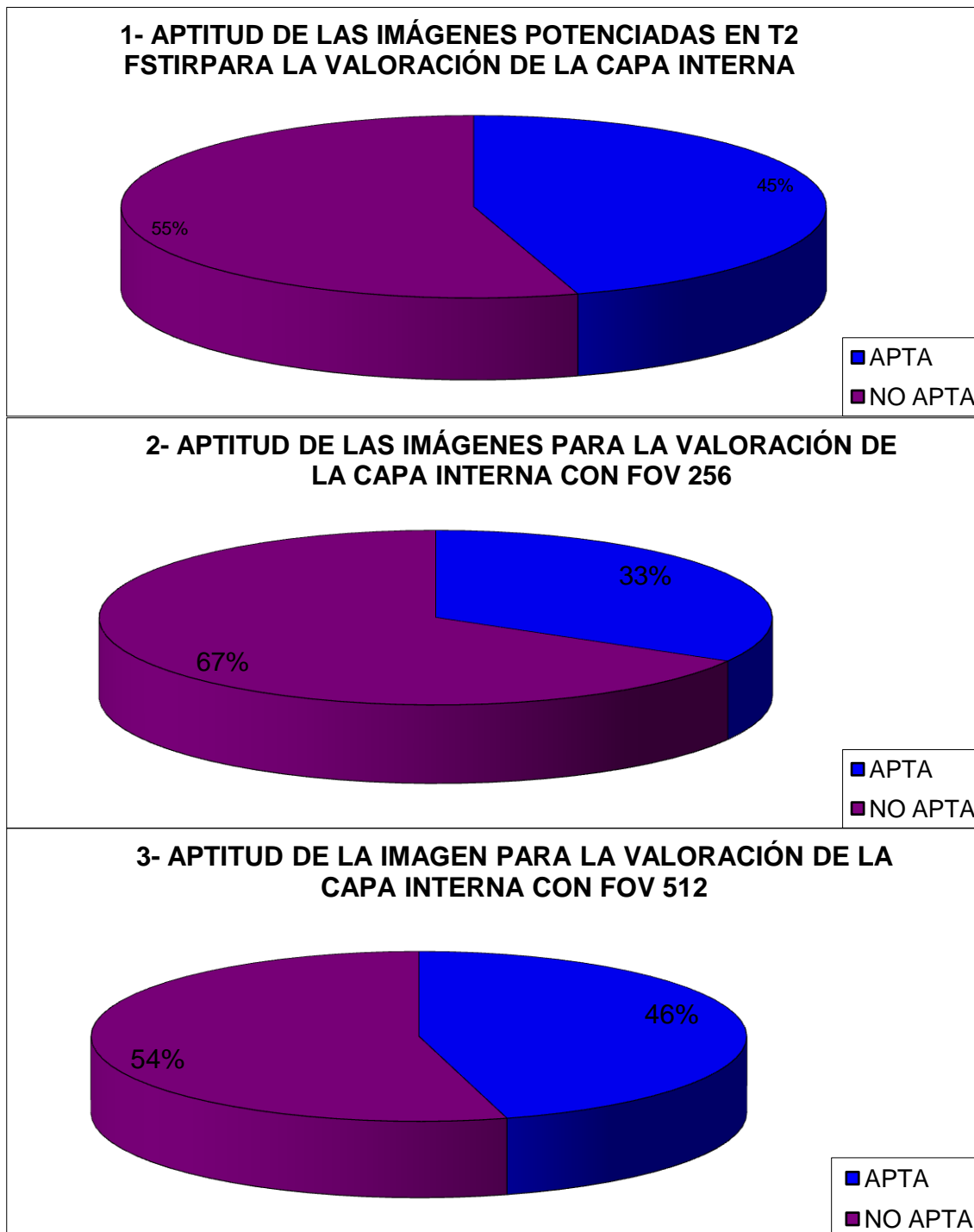


Figura 200. Representación gráfica del porcentaje de imágenes aptas y no aptas para el estudio de la capa interna de la piel, en la potenciación T2 FSTIR, a partir del 100% de las que fueron aptas para el estudio de la capa externa en la potenciación T1 SE. Gráfica 1: representa el porcentaje del conjunto de imágenes estudiadas independientemente de su FOV; gráfica 2: representa el porcentaje del conjunto de imágenes con FOV 256; gráfica 3: representa el porcentaje del conjunto de imágenes con FOV 512.

Los resultados obtenidos para los distintos parámetros estudiados en esta capa se exponen tabulados a continuación, en la Figura 201.

1- ASL 256 T2 FSTIR									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	1	193,16	NP	193,16	193,16	193,2	NP	NP	NP
GRIS PRINCIPAL	1	4,50	NP	4,5	4,5	4,5	NP	NP	NP
GRIS SECUNDARIO	1	6,50	NP	6,5	6,5	6,5	NP	NP	NP
HETEROGENEIDAD	1	1,00	NP	1	1	1	NP	NP	NP
GROSOR	1	4,40	NP	4,4	4,4	4,4	NP	NP	NP
TAMAÑO DEL GRANO *	1	1,50	NP	1,5	1,5	1,5	NP	NP	NP

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	1	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	1	100,00%	100,00%		

2- ASL 512 T2 FSTIR									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	13	131,38	65,49	57,98	256,84	57,98	35,60	95,78	166,98
GRIS PRINCIPAL	13	4,08	1,91	1	6,5	3,5	1,04	3,04	5,12
GRIS SECUNDARIO	13	1,27	0,60	0,5	2,5	1,5	0,33	0,94	1,60
HETEROGENEIDAD	13	2,00	0,58	1	3	2	0,32	1,68	2,32
GROSOR	13	1,34	0,42	0,9	2,3	1,4	0,23	1,11	1,57
TAMAÑO DEL GRANO *	13	1,21	0,17	1	1,5	1,25	0,09	1,12	1,30

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	13	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%

LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	13	100,00%	100,00%		

3- AED 512 T2 FSTIR									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	6	929,11	106,02	803,03	1113,75	803	84,83	844,28	1013,94
GRIS PRINCIPAL	6	13,17	0,52	12,5	13,5	13,5	0,42	12,75	13,59
GRIS SECUNDARIO	6	5,83	0,52	5,5	6,5	5,5	0,42	5,41	6,25
HETEROGENEIDAD	6	2,00	0,00	2	2	2	NP	NP	NP
GROSOR	6	9,90	6,52	0,9	17,3	17,3	5,22	4,68	15,12
TAMAÑO DEL GRANO *	6	1,25	0,00	1,25	1,25	1,25	NP	NP	NP

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG		0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR		100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA		0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL		100,00%	100,00%		

4- NSL 512 T2 FSTIR									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	9	118,25	101,62	13,56	267,73	13,56	66,39	51,86	184,64
GRIS PRINCIPAL	9	3,11	1,65	1	5,5	4,5	1,08	2,03	4,19
GRIS SECUNDARIO	9	1,50	0,71	0,5	2,5	1,5	0,46	1,04	1,96
HETEROGENEIDAD	9	1,56	0,53	1	2	2	0,35	1,21	1,91
GROSOR	9	1,04	0,37	0,5	1,4	1,4	0,24	0,80	1,28
TAMAÑO DEL GRANO *	9	1,00	0,31	0,5	1,25	1,25	0,20	0,80	1,20

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG		0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR		100,00%	100,00%	100,00%	100,00%

LISA	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	100,00%	100,00%		

5- PSL 512 T2 FSTIR									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	3	163,89	35,00	125,28	193,54	125,3	39,61	124,28	203,50
GRIS PRINCIPAL	3	4,50	1,00	3,5	5,5	3,5	1,13	3,37	5,63
GRIS SECUNDARIO	3	1,83	0,58	1,5	2,5	1,5	0,66	1,17	2,49
HETEROGENEIDAD	3	2,00	0,00	2	2	2	NP	NP	NP
GROSOR	3	1,13	0,32	0,9	1,5	0,9	0,36	0,77	1,49
TAMAÑO DEL GRANO *	3	1,17	0,14	1	1,25	1,25	0,16	1,01	1,33

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG		0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR		100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA		0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL		100,00%	100,00%		

6- PEF 512 T2 FSTIR									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	6	687,50	138,72	470,4	853,01	470,4	111,00	576,50	798,50
GRIS PRINCIPAL	6	12,50	2,00	8,5	13,5	13,5	1,60	10,90	14,10
GRIS SECUNDARIO	6	3,33	0,98	2,5	4,5	2,5	0,78	2,55	4,11
HETEROGENEIDAD	6	2,83	0,41	2	3	3	0,33	2,50	3,16
GROSOR	6	22,23	37,20	2,2	98	2,2	29,77	-7,54	52,00
TAMAÑO DEL GRANO *	6	1,29	0,10	1,25	1,5	1,25	0,08	1,21	1,37

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG		0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR		100,00%	100,00%	100,00%	100,00%

LISA	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	100,00%	100,00%		

Figura 201. Tablas con los resultados de la capa interna hiperintensa de la piel para los distintos parámetros estudiados en T2 FSTIR; DS representa la desviación estándar, Min. el valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR textura granular, ALG textura algodonosa, LISA textura lisa y NP representa “no procede su cálculo por falta de datos”. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ASL 256 (adultos sin lesión con FOV 256); ASL 512 (adultos sin lesión con FOV 512); NSL 512 (neonatos sin lesión con FOV 512); PSL 512 (potrillos sin lesión con FOV 512); AED 512 (adultos con edema por decúbito con FOV 512); PEF 512 (potrillos con edema y hemorragia por fractura con FOV 512); IS (intensidad de señal).

Visto todo lo expuesto hasta aquí y teniendo en cuenta los valores del grosor de corte y el espacio entre los mismos, tal y como están señalados en el apartado de material y métodos, la **IRM de la capa interna de la piel en T2**, obtenida mediante la secuencia de pulsos convencional SE con las opciones IR y *Fast* (**FSTIR**), se puede describir para cada grupo de animales estudiado, utilizando los parámetros analizados en este trabajo, de la forma que se expone a continuación:

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 256:

Animales adultos sin lesión. Se trata de una estructura con un valor de IS media de en torno a 193 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 4,5 y uno secundario de 6,5. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,5mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 4,4mm.

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 512:

Animales adultos sin lesión. Presentaban un valor de IS media de en torno a 131 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 4,08 y uno secundario de 1,27. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,21mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,34mm.

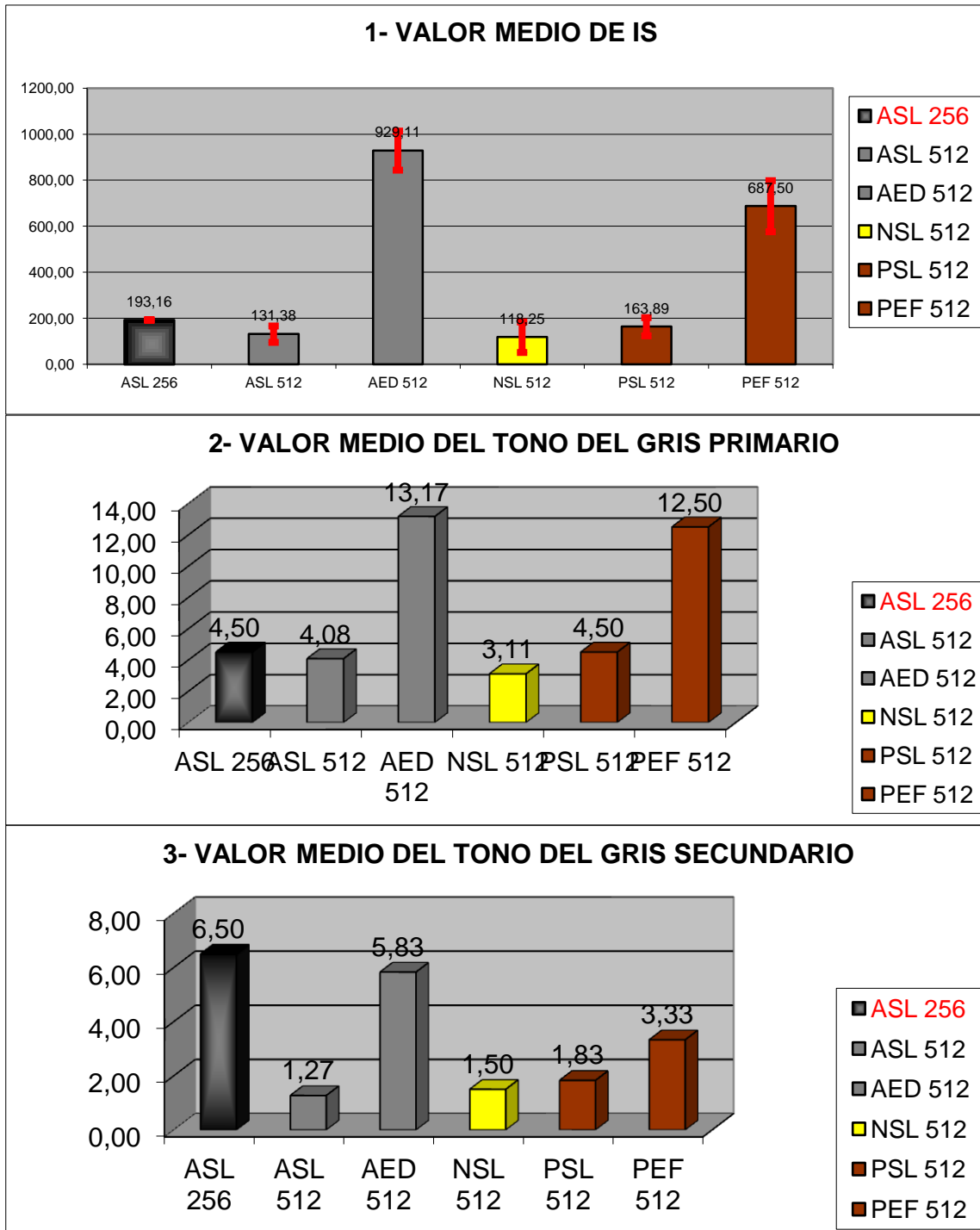
Animales adultos con edema por decúbito. El valor de IS media fue de en torno a 929 unidades aproximadamente, el gris principal tuvo un valor medio de tono de 13,17 y el secundario de 5,83. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,25mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 9,9mm.

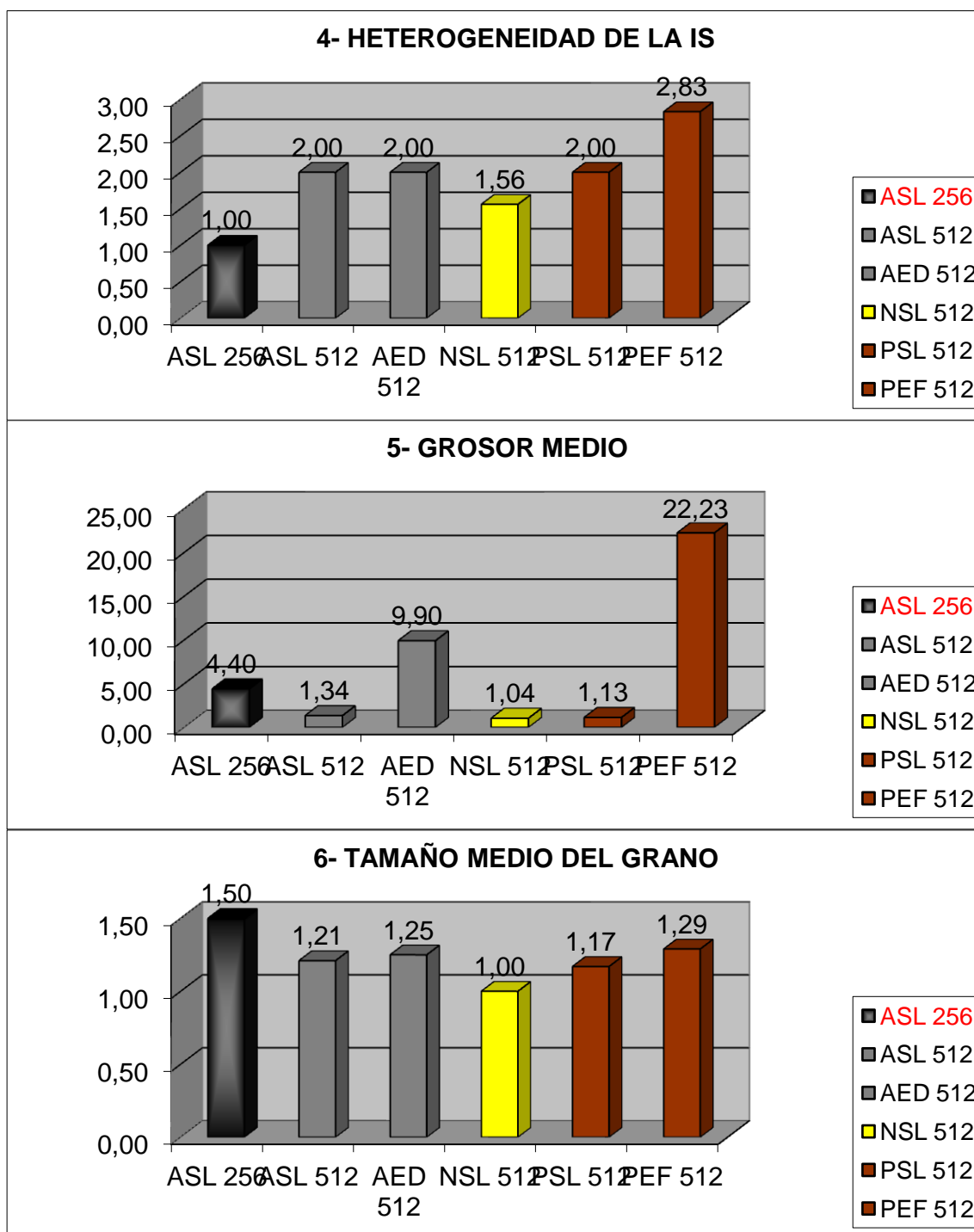
Animales neonatos sin lesión. La IS media fue de en torno a 118 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 3,11 y el secundario de 1,5. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,56, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 1,04mm.

Potrillos sin lesión. La IS media fue de en torno a 164 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 4,5 y el secundario de 1,83. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,17mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 1,13mm.

Potrillos con edema por fractura. La IS media fue de en torno a 687 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 12,5 y el secundario de 3,33. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2,83, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,29mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 22,23mm.

Los promedios de estos resultados, tabulados para la capa interna en FSE T2, se exponen a continuación de forma gráfica en la Figura 202.





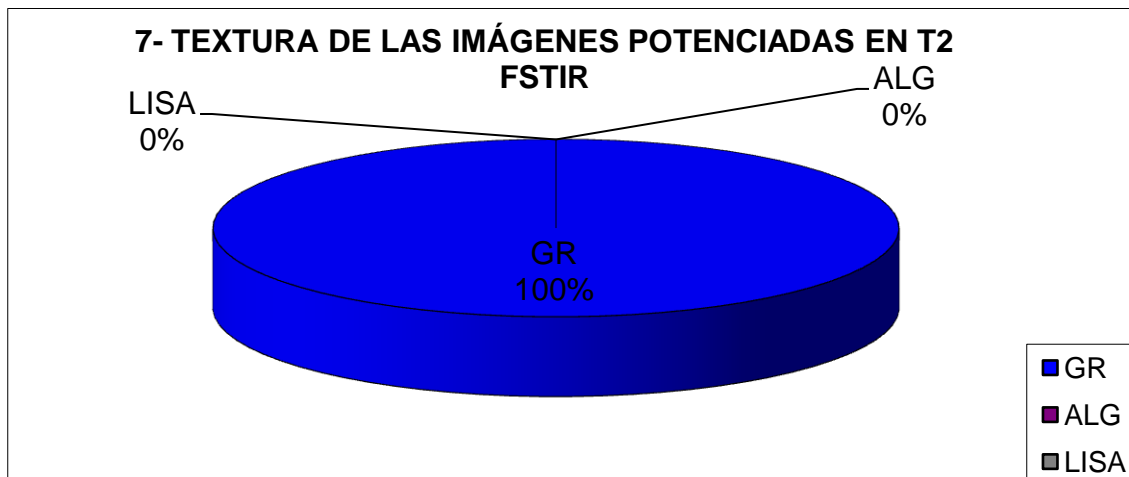


Figura 202. Representación gráfica de la comparación de los valores medios y frecuencias de los resultados obtenidos, para la potenciación T2 FSTIR, en los distintos parámetros estudiados en función del grupo al que pertenecen las imágenes; en la gráfica 1 se representan los intervalos de confianza para cada media. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ASL 256 (adultos sin lesión con FOV 256); ASL 512 (adultos sin lesión con FOV 512); NSL 512 (neonatos sin lesión con FOV 512); PSL 512 (potrillos sin lesión con FOV 512); AED 512 (adultos con edema por decúbito con FOV 512); PEF 512 (potrillos con edema y hemorragia por fractura con FOV 512); IS (intensidad de señal); GR (textura granular); ALG (textura algodonosa); LISA (textura lisa).

En esta capa, se dispara el valor medio de IS en aquellos grupos en que hay lesión de la piel, siendo notablemente mayor en el grupo de adultos con edema por decúbito que en el de potrillos con edema inflamatorio y hemorragia por fractura. En los otros grupos se mantiene muy por debajo, sin rebasar los 200 puntos en ningún caso, y siendo el grupo de neonatos el que menor media de IS presenta (118,25), seguido de los adultos sin lesión (131,38) (gráfica 1, Figura 202). Los promedios obtenidos de la valoración subjetiva de los tonos de gris predominante y minoritario siguen este mismo patrón, con la excepción de los datos de la imagen con FOV 256, en que el tono secundario supera en intensidad al primario o mayoritario, o lo que es lo mismo, en este caso la mayor parte de la superficie de esta capa la ocupan los tonos de grises más oscuros de los que aparecen en ella (gráficas 2 y 3, Figura 202). En cuanto a la heterogeneidad, resulta parecida en casi todos los grupos, en torno a un grado 2, aunque un poco menor en el grupo de neonatos, con la excepción de los potrillos con edema por fractura, en los que se sitúa algo más de 0,8 décimas por encima y de la imagen con FOV 256 donde posee un grado menos. El grosor medio para esta capa se situó ligeramente por encima de 1 mm en los animales jóvenes sin lesión en la piel, y en 1,34 mm en los adultos sin lesión,

a excepción del grupo con FOV 256 en que la media se disparaba a 4,4 mm. Los animales con lesión en la piel presentaron un grosor del subcutáneo elevadísimo en relación a los sanos, siendo de 9,9 mm de media en los adultos con edema por decúbito y de 22,23 mm en los potrillos con edema inflamatorio y hemorragia (gráfica 5, Figura 202). La textura visual de esta capa fue calificada de granular en todos los casos (gráfica 7, Figura 202) y el tamaño del grano se situó entre 1 mm en neonatos y 1,29 mm en potrillos con lesión inflamatoria, con la excepción de la imagen con FOV 256, que presentaba el mayor tamaño de grano, con una media de 1,5 mm.

5.1.1.4.D. RUIDO

Al igual que en T1 SE, DP SE y T2 FSE, todas las imágenes estudiadas fueron aptas para la valoración de la señal producida por el aire (Figura 203). Los resultados del análisis de las áreas de aire, seleccionadas en las imágenes potenciadas en T2 FSTIR, se exponen tabulados en la Figura 204.

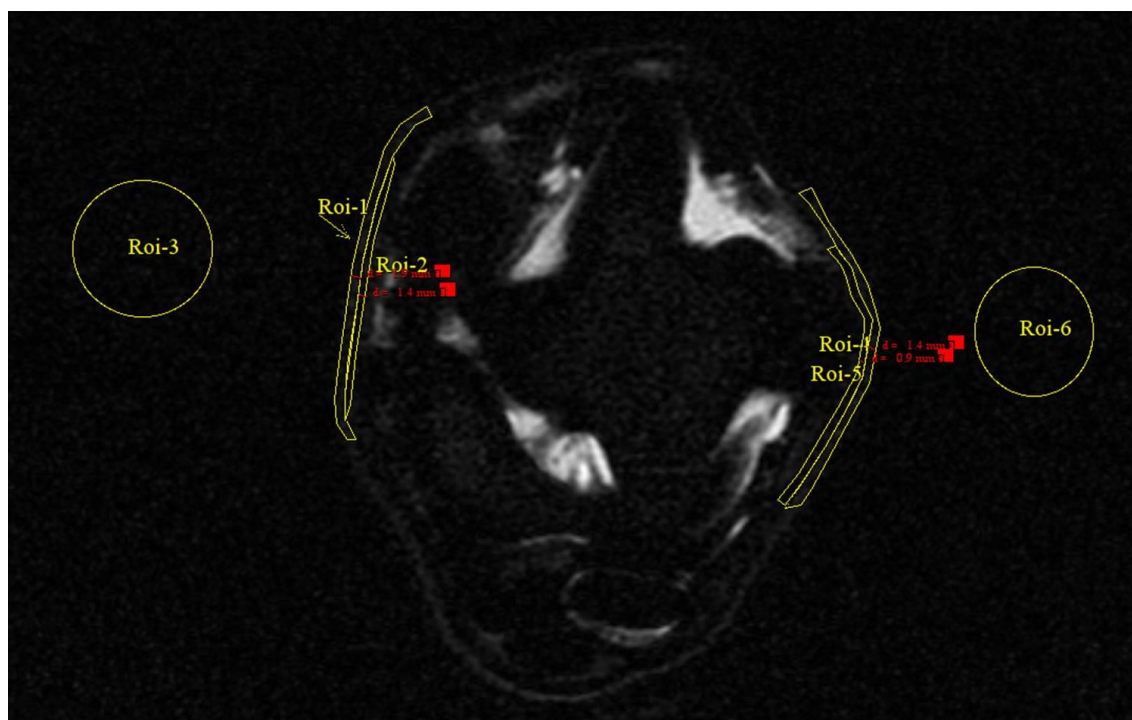


Figura 203. Imagen, potenciada en T2 FSTIR, de un corte transversal del tarso de un adulto a la altura del talo. Se pueden observar dos áreas circulares, seleccionadas con la indicación Roi-3 y Roi-6, que representan un ejemplo de la imagen de la señal emitida por el aire en esta potenciación.

1- SEÑAL DEL AIRE 256 T2 FSTIR									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	3	15,05	5,93	11,1	21,86	11,1	6,71	8,34	21,76
GRIS PRINCIPAL	3	0,50	0,00	0,5	0,5	0,5	#¡NUM!	#¡NUM!	#¡NUM!
GRIS SECUNDARIO	3	0,83	0,58	0,5	1,5	0,5	0,66	0,17	1,49
HETEROGENEIDAD	3	2,00	0,00	2	2	2	#¡NUM!	#¡NUM!	#¡NUM!
TAMAÑO DEL GRANO *	3	1,42	0,14	1,25	1,5	1,5	0,16	1,25	1,58

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	3	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	3	100,00%	100,00%		

2- SEÑAL DEL AIRE 512 T2 FSTIR									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	81	34,69	12,41	6,42	51,62	37,9	2,70	31,99	37,39
GRIS PRINCIPAL	81	0,51	0,06	0,5	1	0,5	0,01	0,49	0,52
GRIS SECUNDARIO	81	1,34	0,78	0,5	2,5	0,5	0,17	1,17	1,51
HETEROGENEIDAD	81	2,02	0,16	2	3	2	0,03	1,99	2,05
TAMAÑO DEL GRANO *	81	1,06	0,20	0,75	1,5	1,25	0,04	1,02	1,11

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	81	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	81	100,00%	100,00%		

Figura 204. Tablas con los resultados obtenidos a partir del aire, en las imágenes potenciadas en T2 FSTIR, para los distintos parámetros estudiados; DS representa la desviación estándar, Min. el valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada,

GR textura granular, **ALG** textura algodonosa, **LISA** textura lisa. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). **SEÑAL DEL AIRE 256** son los resultados provenientes de las imágenes con un FOV de 256 y **SEÑAL DEL AIRE 512** el equivalente para las imágenes con FOV de 512; **IS** (intensidad de señal).

Visto todo lo expuesto hasta aquí, y teniendo en cuenta los valores de grosor de corte y el espacio entre los mismos, tal y como están señalados en el apartado de material y métodos, la **IRM de la señal del aire circundante en T2** y obtenida mediante la secuencia de pulsos convencional SE con las opciones IR y *Fast* (**FSTIR**), utilizando los parámetros analizados en este trabajo de la forma que se expone a continuación:

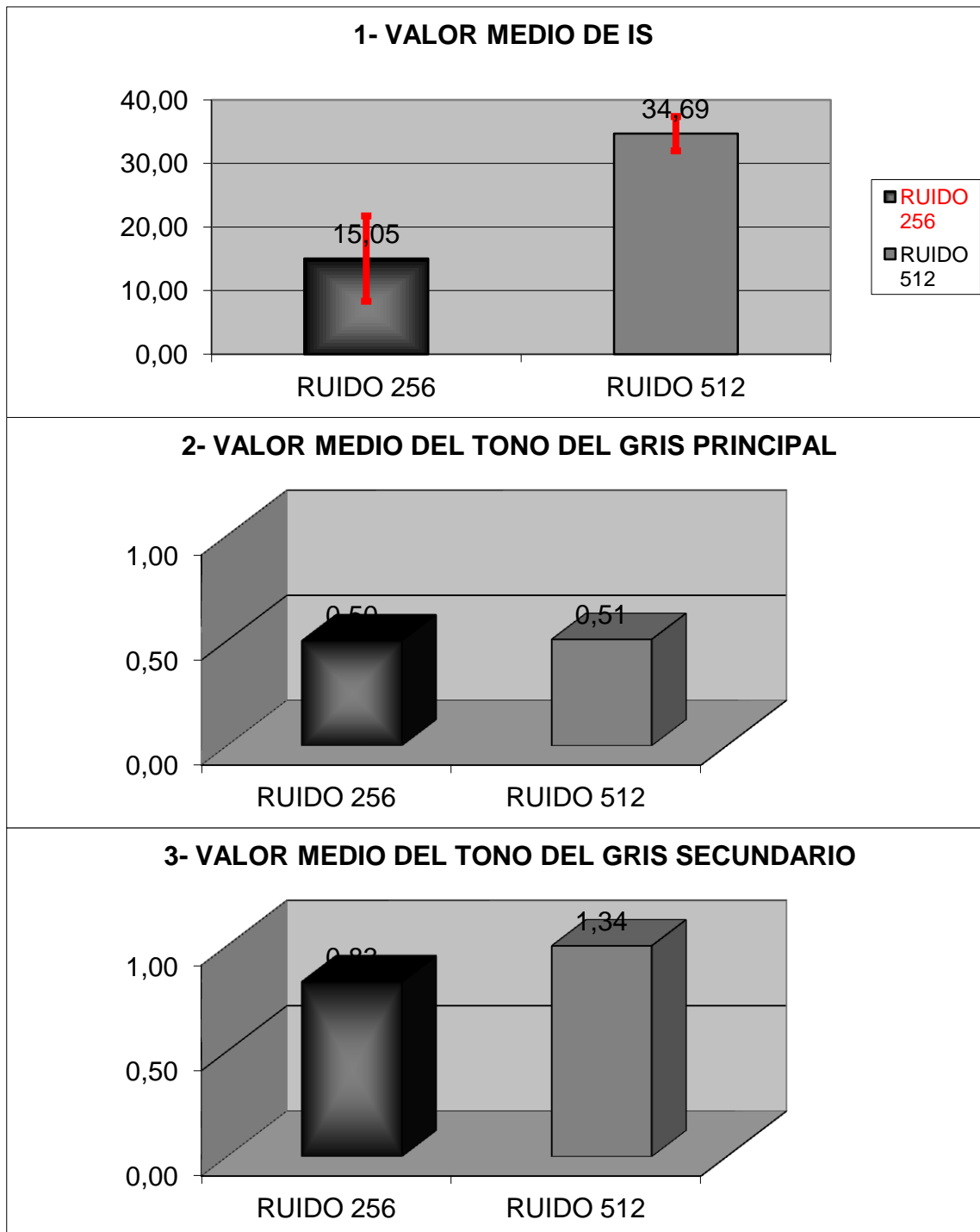
Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 256:

Se trata de un espacio de la imagen con un valor de IS media de en torno a 15 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 0,5 y uno secundario de 0,83. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,42mm.

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 512:

El valor de IS media es de en torno a 35 unidades aproximadamente, el gris principal tiene un valor medio de tono de 0,51 y el secundario de 1,34. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2,02, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,06mm.

Las medias de estos resultados se representan gráficamente a continuación, en la Figura 205.



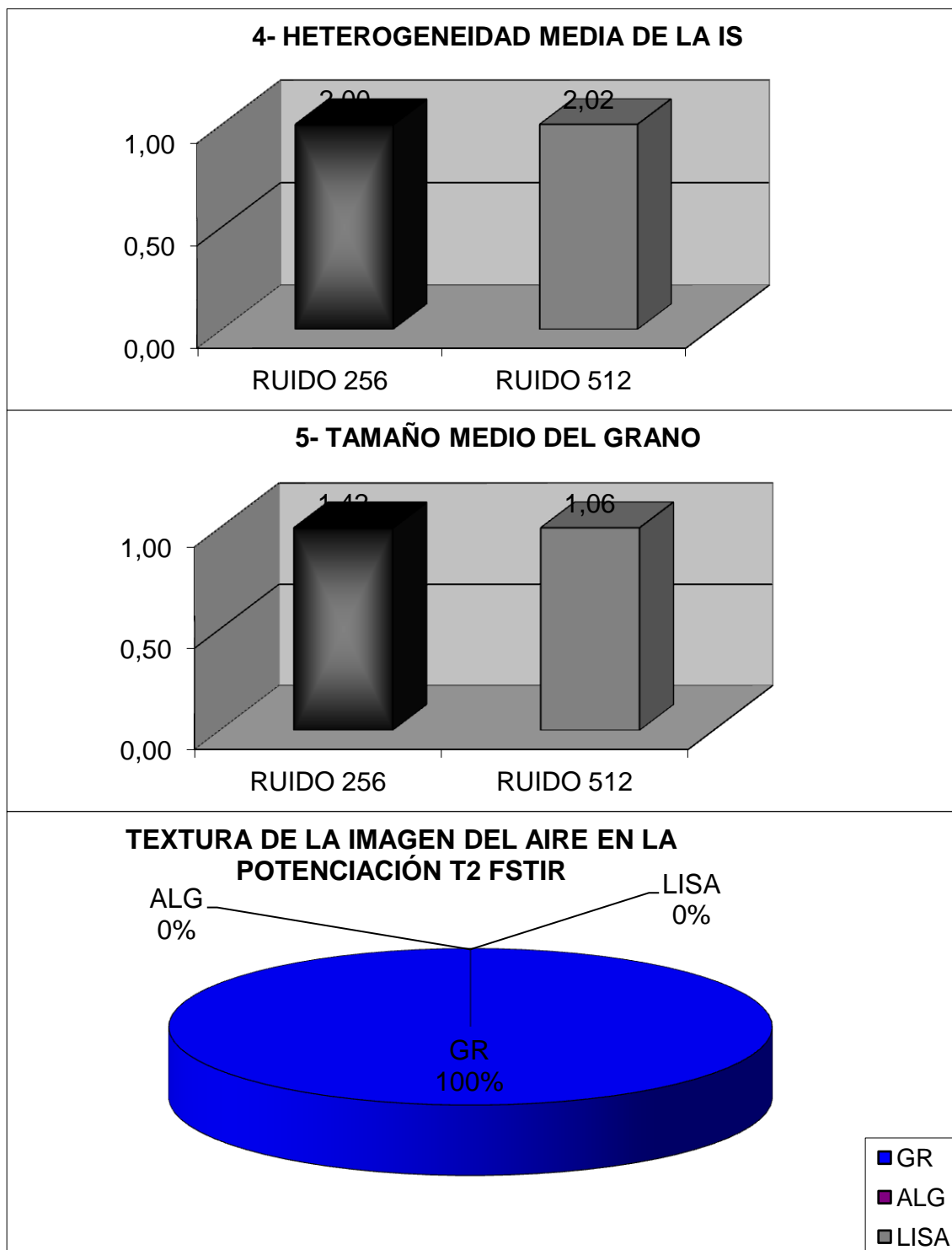


Figura 205. Representación gráfica de las medias de los datos representados en las tablas de la Figura 204, para las imágenes potenciadas en T2 FSTIR, comparando los dos grupos según su mayor o menor FOV; en la gráfica 1 se representan los intervalos de confianza para cada media. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). IS (intensidad de señal); GR (textura granular); ALG (textura algodonosa); LISA (textura lisa).

El valor de la IS del aire es, de media, algo menor de la mitad en las imágenes con FOV de 256 que en las que tienen una mayor matriz y FOV (gráfica 1, Figura 205).

Los tonos de gris principal y secundario son muy similares en los dos grupos, aunque el tono medio de gris secundario en el grupo con el FOV de 512 es un poco mayor.

La heterogeneidad es prácticamente idéntica en los dos tipos de imágenes (gráfica 4, Figura 205) y, nuevamente, la textura de la señal emitida por el aire es granular en todas las imágenes, siendo el tamaño del grano notablemente superior en el grupo de imágenes con FOV 256.

5.1.1.4.E. OTRAS OBSERVACIONES SOBRE LAS IMÁGENES POTENCIADAS EN T2 FSITR DE LA PIEL

En general, en esta potenciación, al igual que en T2 FSE, la capa interna se ve con dificultad en la mayor parte de los casos y, en numerosas ocasiones, sólo se aprecia una débil línea difícil de discriminar, con lo que tenemos que recurrir a comparar con cortes idénticos potenciados en T1 SE o DP SE o incluso ambos (Figura 206). En numerosos casos, tampoco podemos distinguir la capa media o la interna y sólo podemos apreciar una única línea hiperintensa en relación al aire y a los tejidos adyacentes, que se corresponde con la capa externa cuando la comparamos con el corte idéntico potenciado en T1 SE o DP SE (Figura 207).

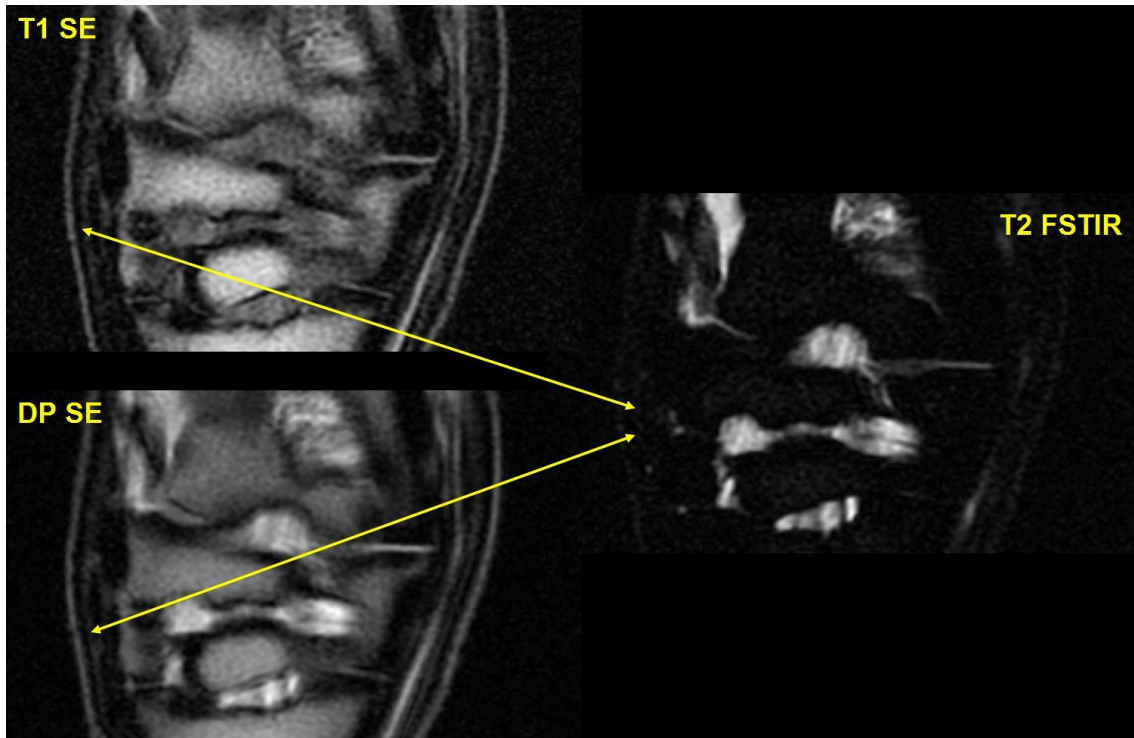


Figura 206. Corte coronal del tarso de un equino adulto a nivel de la apófisis calcánea. El lado izquierdo es el aspecto lateral. Se presentan tres cortes idénticos en las potenciaciones DP SE, T1 SE y T2 FSTIR. Se puede observar que, en esta última potenciación, es muy difícil distinguir la capa interna y, por lo tanto, también la capa media, por lo que se necesita del corte potenciado en T1 SE o DP SE para poder localizar adecuadamente estas estructuras. Las flechas señalan la capa media de los tres cortes en la misma zona de la imagen.

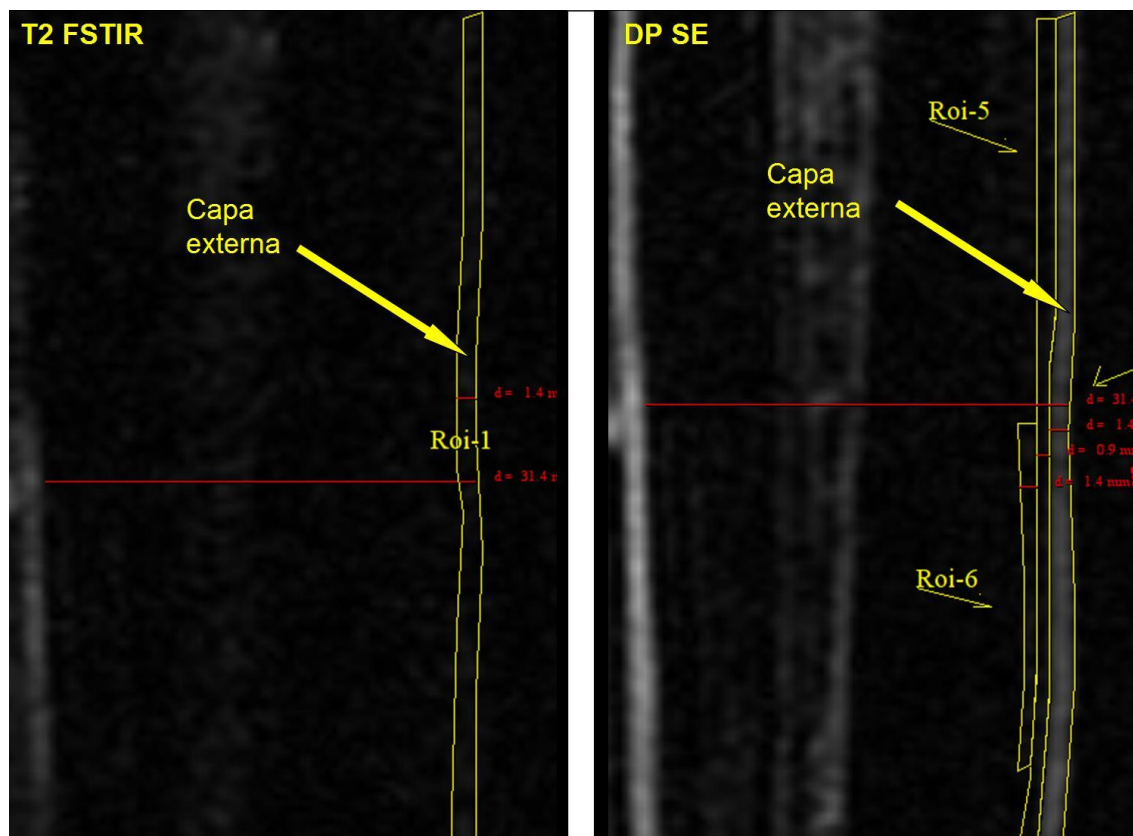


Figura 207. Corte sagital de una pequeña porción plantar del tercio medio del metatarso de un equino adulto, donde se señala con una flecha la capa externa de la piel, en la potenciación T2 FSTIR en la imagen de la izquierda y en la potenciación DP SE en la de la derecha. Puede observarse que se trata de la misma capa pese a la falta de referencias en T2, ya que, tomando como orientación la parte externa de un agujero nutricio del hueso, la distancia desde la entrada de éste a la parte exterior de la capa coincide exactamente en ambas imágenes con 31,4 mm de distancia.

Al igual que en el resto de potenciaciones vistas hasta ahora, las tres capas de la piel tienden a estar mejor definidas y a presentar un mayor contraste en neonatos y potrillos que en adultos, esto a pesar incluso de ser más pequeñas todas las estructuras en estos animales jóvenes. Como ocurría en T2 FSE, solamente en los animales con lesión a nivel de la piel, en los que aparecía edema en el tejido subcutáneo, ya fuera por decúbito o inflamatorio, se distinguió con mayor facilidad la capa interna que la externa en esta potenciación (Figura 208).

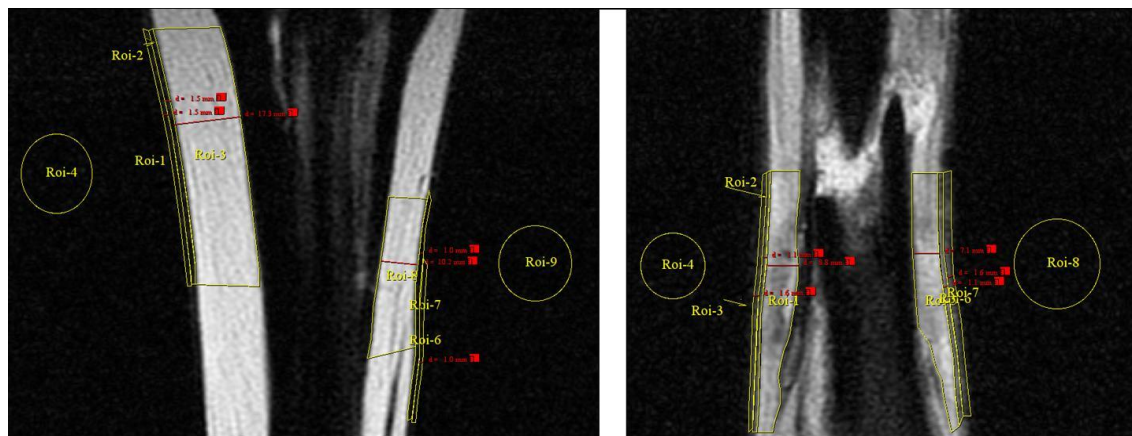


Figura 208. La imagen de la izquierda se trata de un corte coronal, potenciado en T2 FSTIR, de la mitad proximal de una caña posterior, volar al hueso metatarsiano III, de un equino adulto afectado de edema por decúbito. En ella se pueden ver delimitadas áreas de las tres capas de la piel y del aire a ambos lados. La imagen de la derecha corresponde a un corte coronal, potenciado en T2 FSTIR, del metatarso de un potrillo de 3 meses, afectado de una fractura conminuta a ese nivel, en la que también se delimitan áreas de estudio de las tres capas de la piel y del aire a ambos lados.

En esta y en las otras potenciaciones vistas, hay ciertas localizaciones donde la capa interna, hacia el interior, se dispone en contigüidad con estructuras que no son hipointensas, sino que presentan una intensidad de señal que se asemeja a la esperable para esa capa en esa potenciación, con lo que, dependiendo del ángulo de corte, se puede producir una mezcla de intensidades de esas estructuras por el artefacto de volumen parcial, dando lugar a que se tome, erróneamente, la IS como del tejido subcutáneo, cuando puede provenir, por ejemplo, de una mezcla de tejido conjuntivo laxo subcutáneo y de líquido sinovial de una vaina tendinosa, como ocurre cuando valoramos la piel de la zona volar de la cuartilla en algunos cortes en el plano sagital; cuando el ángulo de corte permite distinguir estas dos estructuras, se observa que la capa interna posee una IS mucho más tenue que la vaina de los flexores digitales (Figura 209).

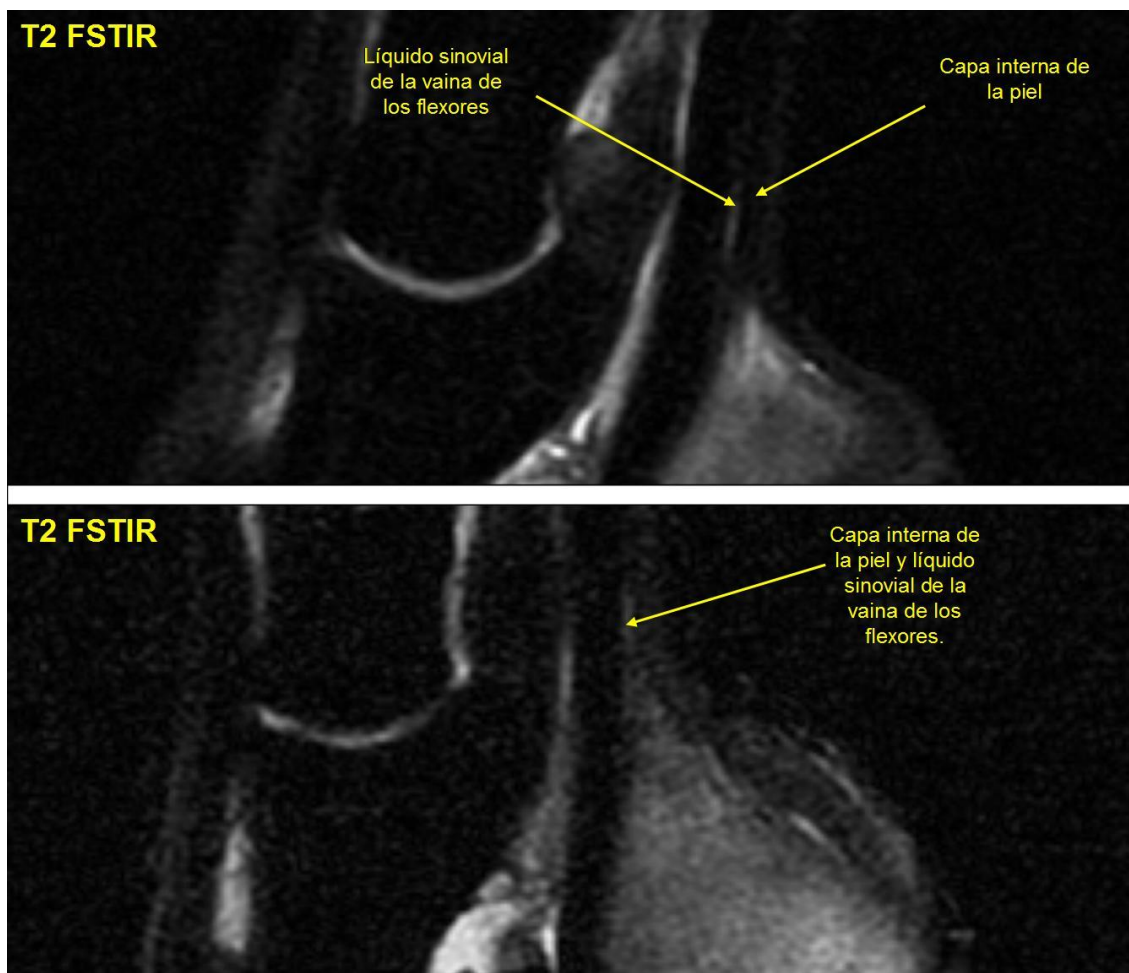


Figura 209. Cortes sagitales de la parte distal de la cuartilla de dos caballos adultos potenciados en T2 FSTIR. En la imagen superior, el ángulo de corte permite distinguir la capa interna de la piel propiamente dicha de la vaina de los flexores, y estas estructuras se señalan mediante flechas amarillas. En la imagen inferior se superponen ambas estructuras en una línea única, señalada también mediante una flecha amarilla.

En general, en esta potenciación, incluso en los neonatos, hay una mayor difuminación y una menor resolución de los límites de las capas de la piel que en otras potenciaciones y secuencias estudiadas, incluso que la potenciación T2 FSE, aunque hay excepciones en las que en T2 FSTIR se ven las tres capas con mejor definición y contraste que en T2 FSE (Figura 210); pero en ningún caso tienen mayor definición que en el mismo corte potenciado en T1 SE o DP SE.

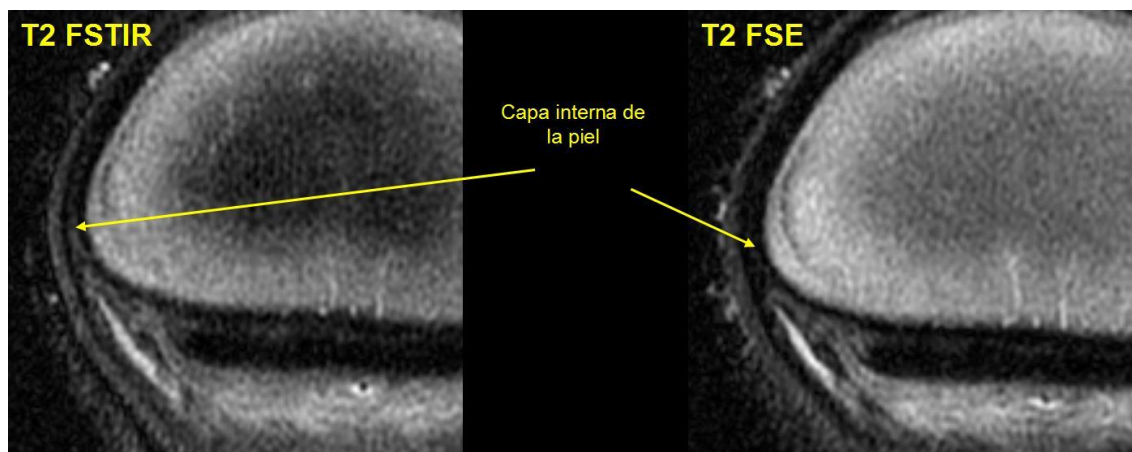


Figura 210. Cortes transversales de la parte más distal de la cuartilla de un neonato. La imagen de la izquierda está potenciada en T2 FSTIR y la de la derecha en T2 FSE. Se señala en ambas la capa interna de la piel en esa localización. Se puede observar cómo, en este caso concreto, la imagen potenciada en T2 FSTIR posee mayor definición y contraste en las capas de la piel.

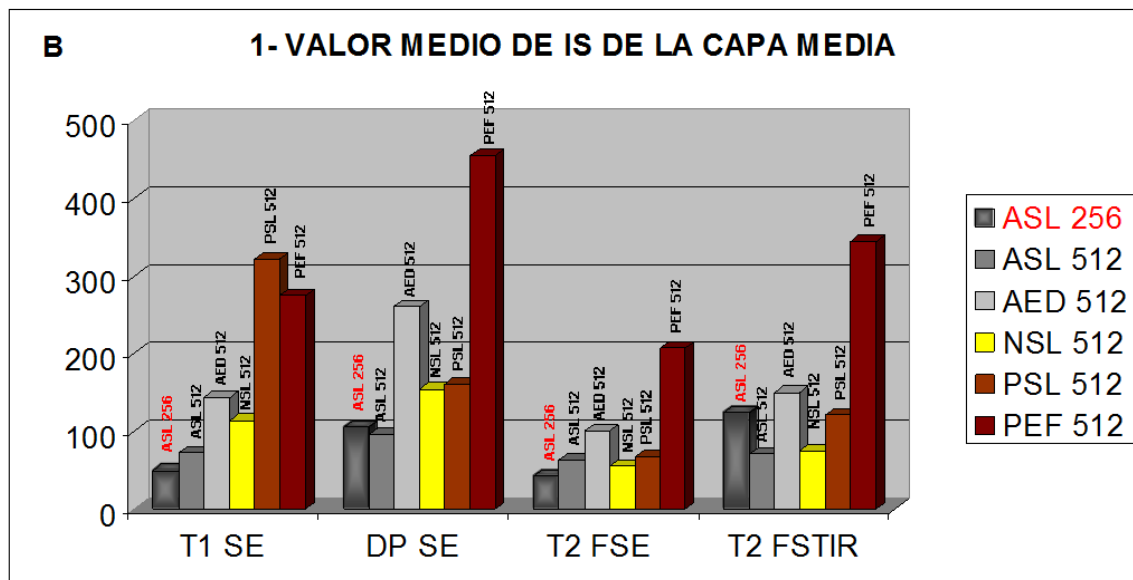
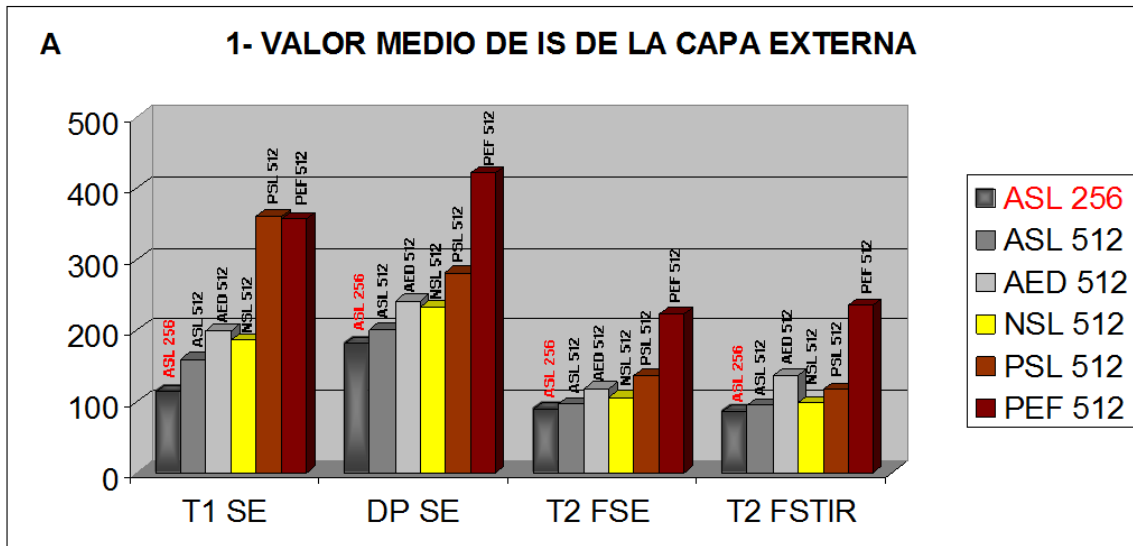
5.1.1.5. COMPARACIÓN DE LOS VALORES MEDIOS DE LOS PARÁMETROS MEDIDOS EN LAS DIFERENTES POTENCIACIONES PARA LA PIEL Y EL RUIDO; ANÁLISIS ESTADÍSTICO INFERENCIAL DE LOS ASPECTOS CLÍNICOS MÁS IMPORTANTES DE LA IRM LA PIEL

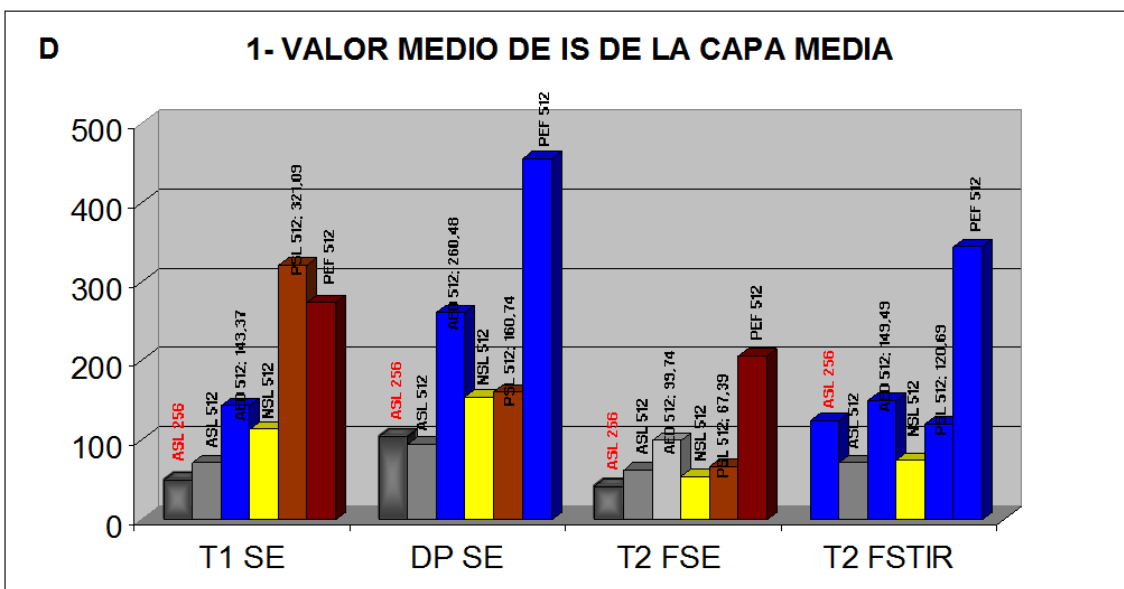
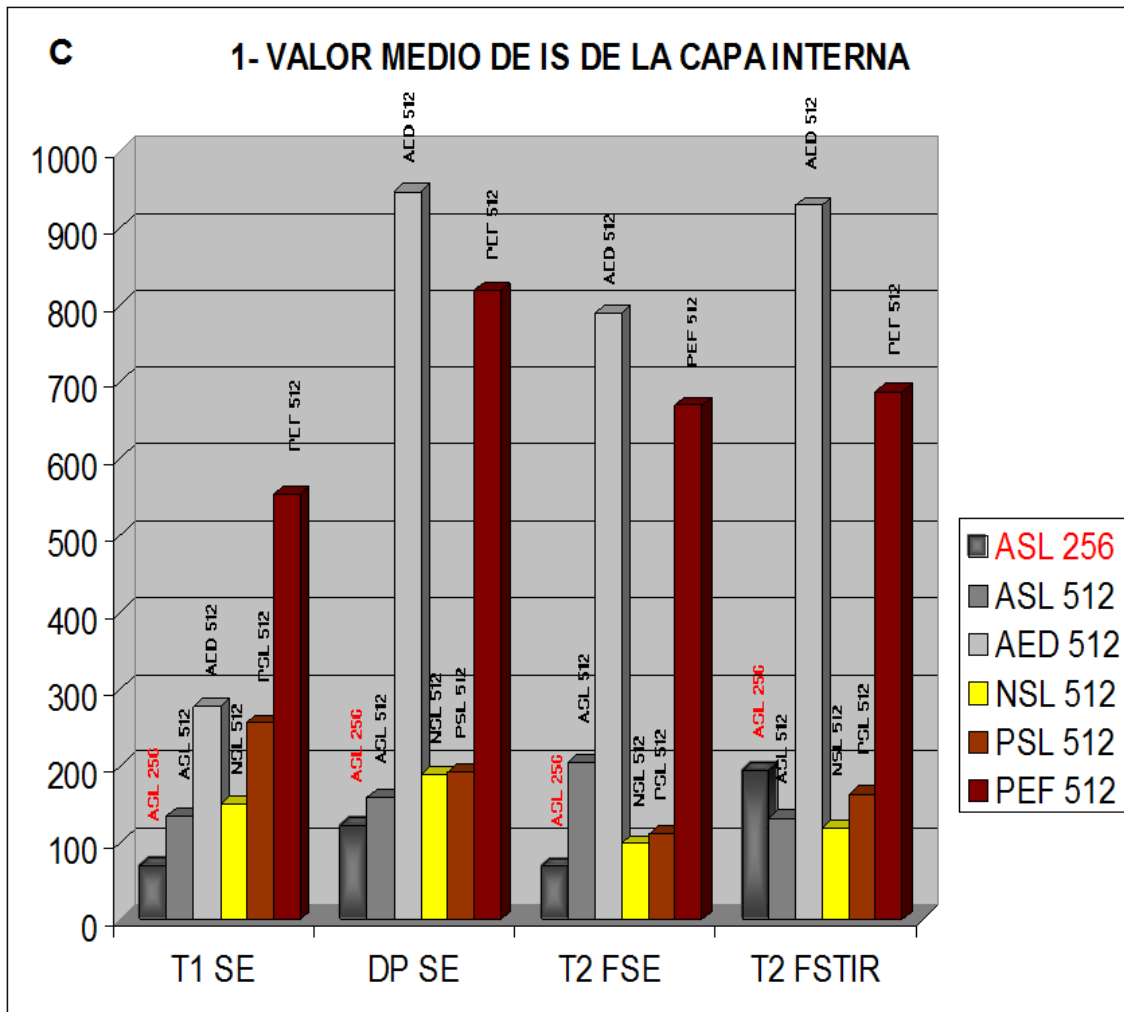
5.1.1.5.A. COMPARACIÓN DE LOS VALORES MEDIOS

A.1. Piel

Aunque todo este trabajo estuviera únicamente dedicado a la piel y no a toda la extremidad equina, la complejidad y cantidad de los parámetros analizados, el número de potenciaciones y el número de grupos de imágenes diferentes harían imposible comparar todas las posibles relaciones de significación que permiten estos resultados. Es por esto que nos vemos obligados a exponer en este apartado, aparte de ciertas comparaciones entre datos de las diferentes potenciaciones en relación con la piel, solamente el estudio de significación de los datos obtenidos para la capa interna a partir de las cuatro potenciaciones, de adultos con edema por decúbito comparados con potrillos con edema inflamatorio de origen traumático, y de los adultos sin lesión comparados con los potrillos sin lesión. Hemos escogido esta estructura y grupos por entender que son los que pueden permitir obtener conclusiones de mayor relevancia clínica.

A continuación se exponen gráficamente y de forma conjunta, en la Figura 211, los valores medios de la IS de todos los grupos y potenciaciones estudiados para las tres capas de la piel y el ruido.





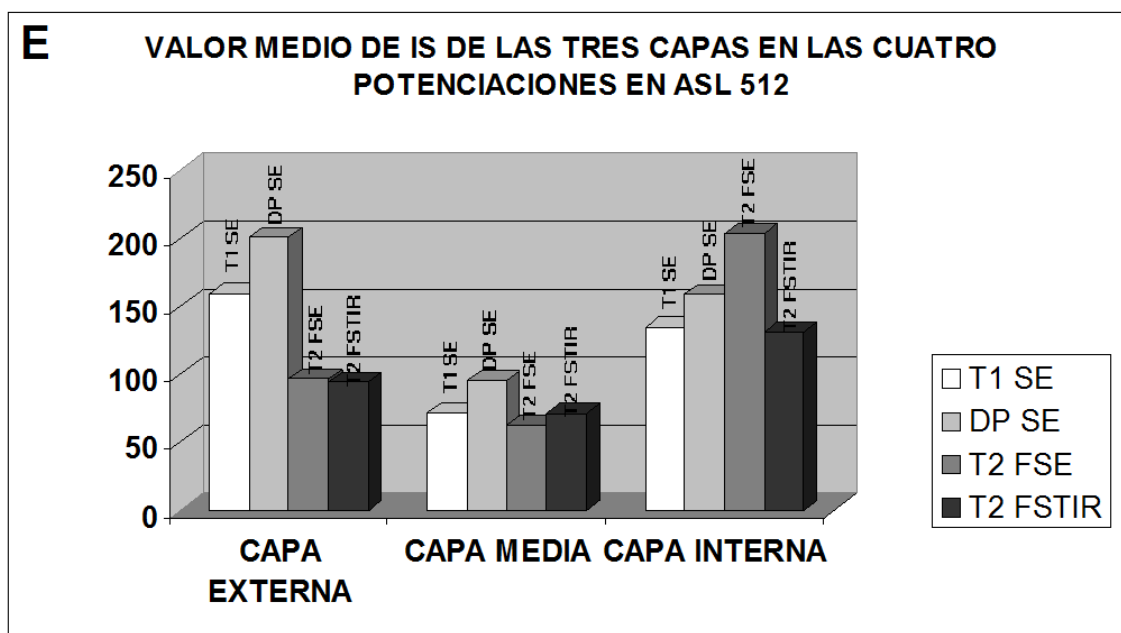


Figura 211. Representación gráfica de la media del valor de IS para todos los grupos estudiados, en las cuatro potenciaciones vistas: A) representa los resultados para la capa externa; B) representa los resultados para la capa media; C) representa los resultados para la capa interna; D) representa los resultados de la capa media, donde se señala en color azul aquellos grupos en que el valor promedio de la IS en esta capa superó al valor promedio de la capa externa; E) representa el valor medio de IS de las tres capas para el grupo de adultos sin lesión con FOV 512.

La observación de las imágenes de la piel presentaba, en todas las potenciaciones y grupos, un aspecto compuesto por tres capas en el que la capa media aparecía hipointensa en relación a las otras dos (Figura 212). Esto se puede ver trasladado gráficamente en la imagen E de la Figura 211; en ella se ve como, para cada potenciación, la capa media posee menos intensidad de señal que la interna y la externa. Esta distribución se observa en la mayor parte de los grupos y potenciaciones como podemos ver si comparamos las imágenes A, B y C de la Figura 211; sin embargo, hay una serie de potenciaciones concretas, en grupos determinados en las que, el valor medio de IS, representado en la gráfica para la capa media, supera al valor de la capa externa. Estos casos se señalan en la imagen D de la Figura 211 con color azul.

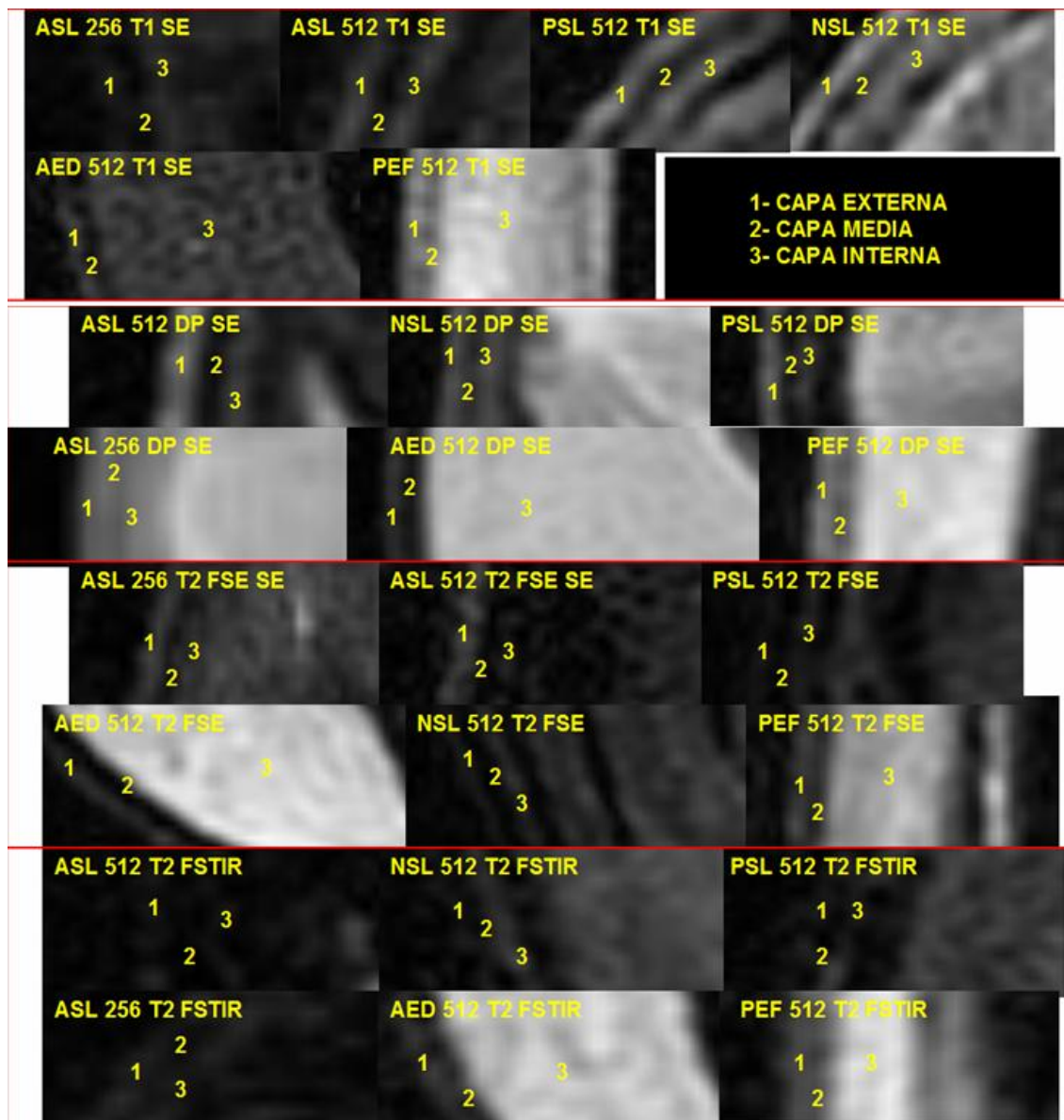


Figura 212. Imágenes comparativas de las tres capas de la piel, en todos los grupos estudiados, donde se puede ver la relación de intensidades, y en la que la capa media es siempre hipointensa en relación a las otras dos. ASL 256 (adultos sin lesión con FOV 256); ASL 512 (adultos sin lesión con FOV 512); NSL 512 (neonatos sin lesión con FOV 512); PSL 512 (potrillos sin lesión con FOV 512); AED 512 (adultos con edema por decúbito con FOV 512); PEF 512 (potrillos con edema y hemorragia por fractura con FOV 512).

Si atendemos a la estandarización subjetiva de la IS, que representa el valor medio del tono de gris, vemos que, en el primario o mayoritario, esta estructura de vía de tren es más aparente, aún cuando se representa gráficamente para todas las potenciaciones (Figura 213).

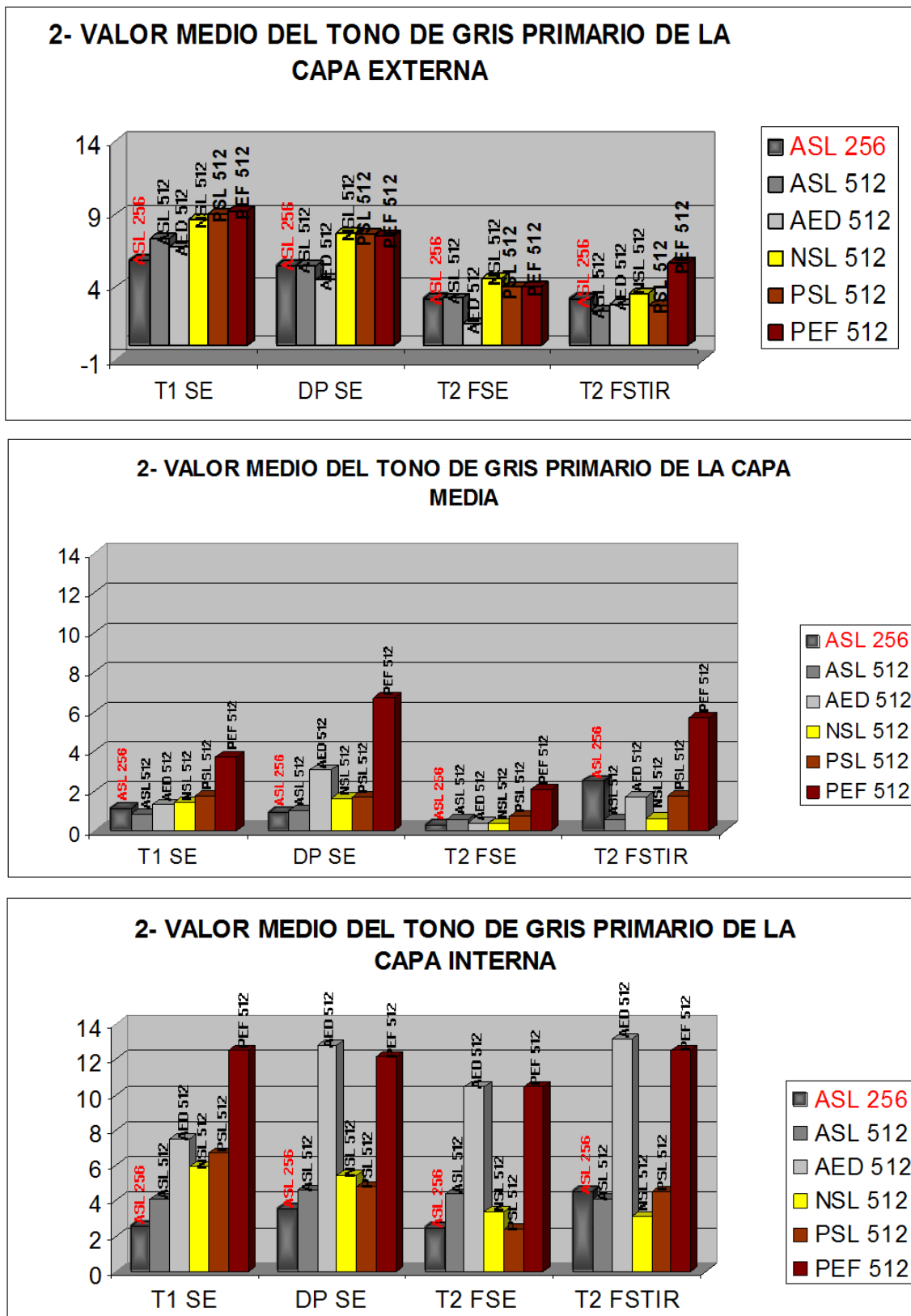
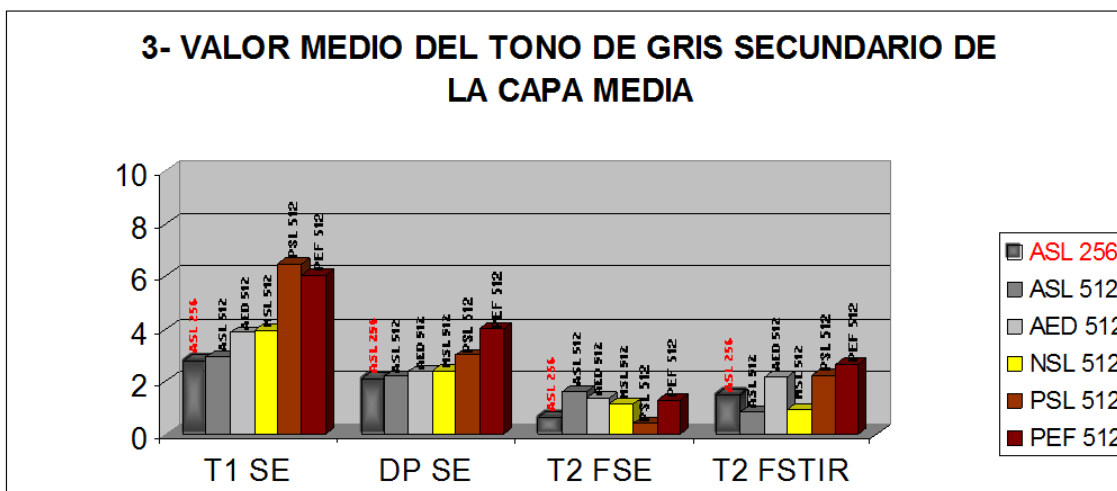
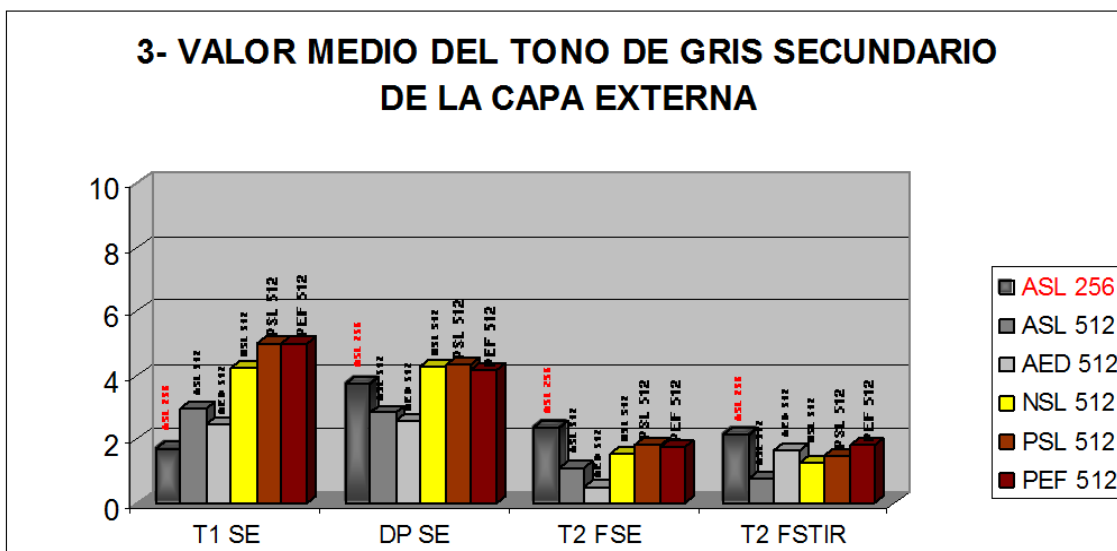


Figura 213. Representación gráfica, en cada capa de la piel, del tono medio del gris principal para todos los grupos estudiados, en las cuatro potencias vistas.

Esto significa que, como norma general, para cada grupo y potenciación, es mayor el tono de las capas externa e interna que el de la media; sin embargo, en el grupo de potrillos con edema inflamatorio por fractura, el valor medio del tono de gris mayoritario es igual en la capa media que en la externa. En la capa interna, como ocurría con los valores de IS, el tono se dispara en los grupos con lesión.



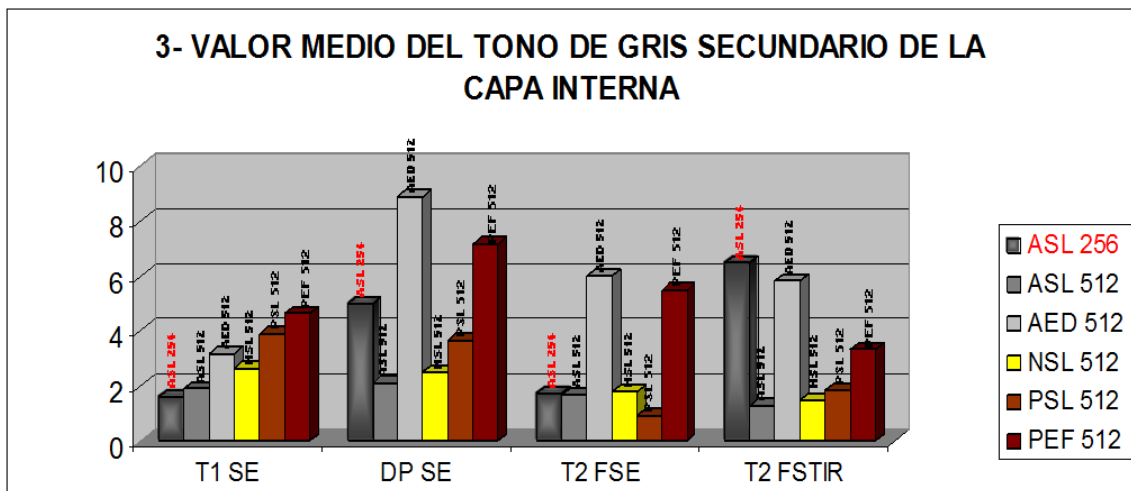
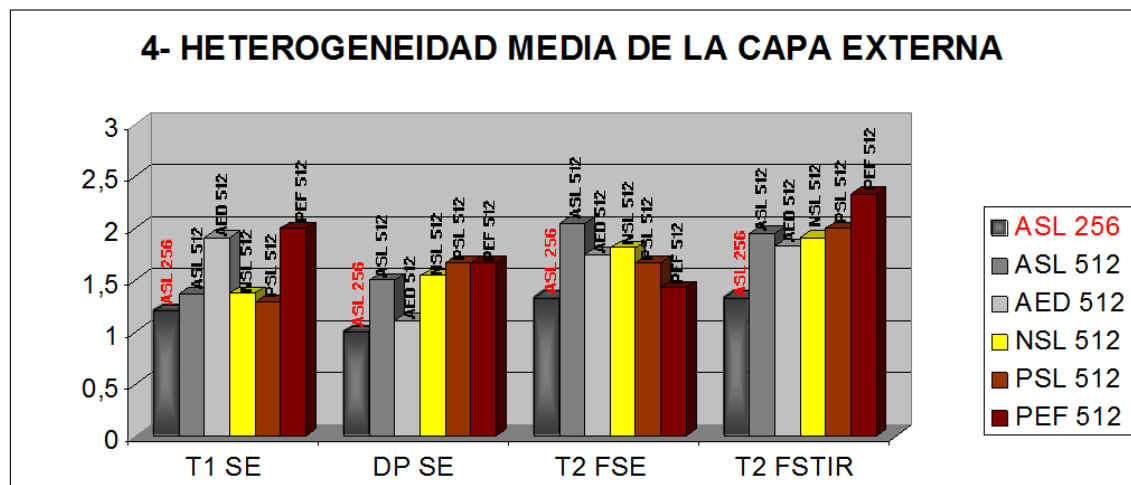


Figura 214. Representación gráfica, en cada capa de la piel, del tono medio del gris secundario para todos los grupos estudiados, en las cuatro potenciaciones vistas.

Como norma general, observando y comparando las gráficas de los tonos de gris mayoritario (Figura 213) y minoritario (Figura 214) de cada capa, para cada grupo y potenciación, vemos que, en general, en las capas externa e interna, de mayor IS y de tono más claro, el gris minoritario, que representa aquellas pequeñas manchas que dan lugar a la heterogeneidad de la capa por ser de un tono de gris diferente al predominante, son de un tono más oscuro; sin embargo, en la capa media, de menor IS y más oscura, el gris secundario o minoritario es de un tono más elevado o claro que el predominante.



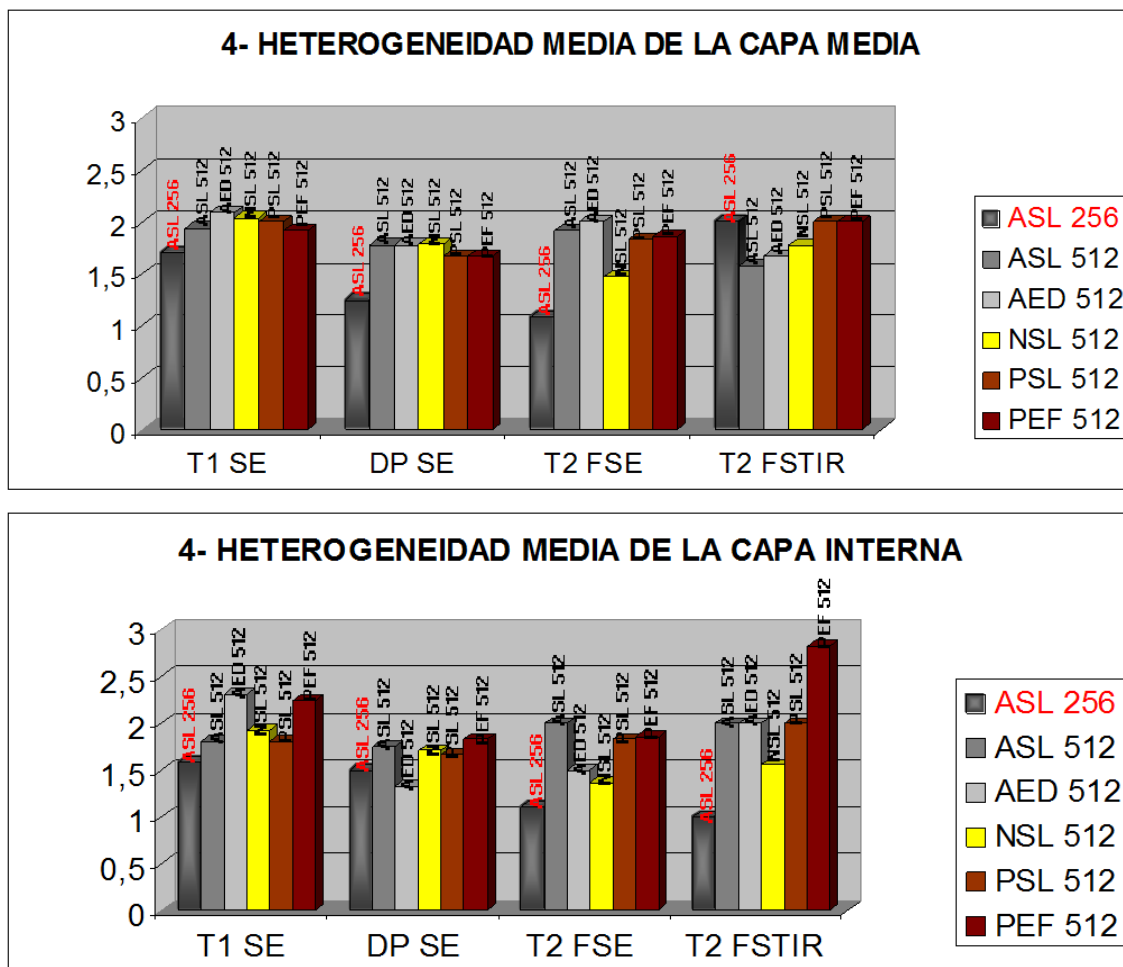
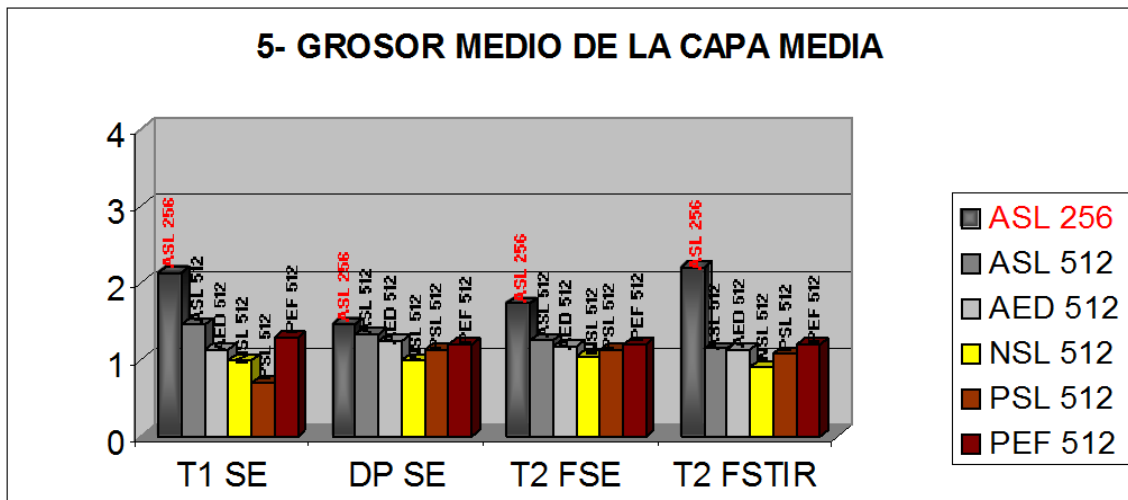
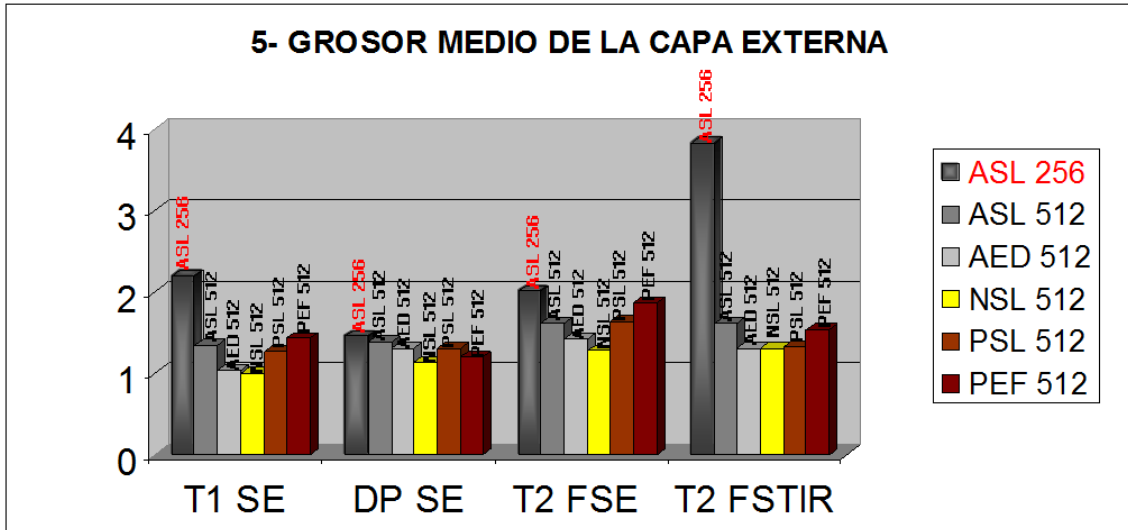


Figura 215. Representación gráfica, en cada capa de la piel, de la heterogeneidad media para todos los grupos estudiados en las cuatro potenciaciones vistas.

Como norma general, en las tres capas, la heterogeneidad se encuentra por debajo de un grado 2, aunque, en los potrillos con edema inflamatorio por fractura, en las capas externa e interna, en la potenciación T2 FSTIR lo supera, y también en la capa interna en T1 SE para los dos grupos con edema, tanto por decúbito como inflamatorio; no obstante, la heterogeneidad de la imagen es un parámetro que oscila mucho menos entre potenciaciones y grupos que otros como el valor medio de IS.



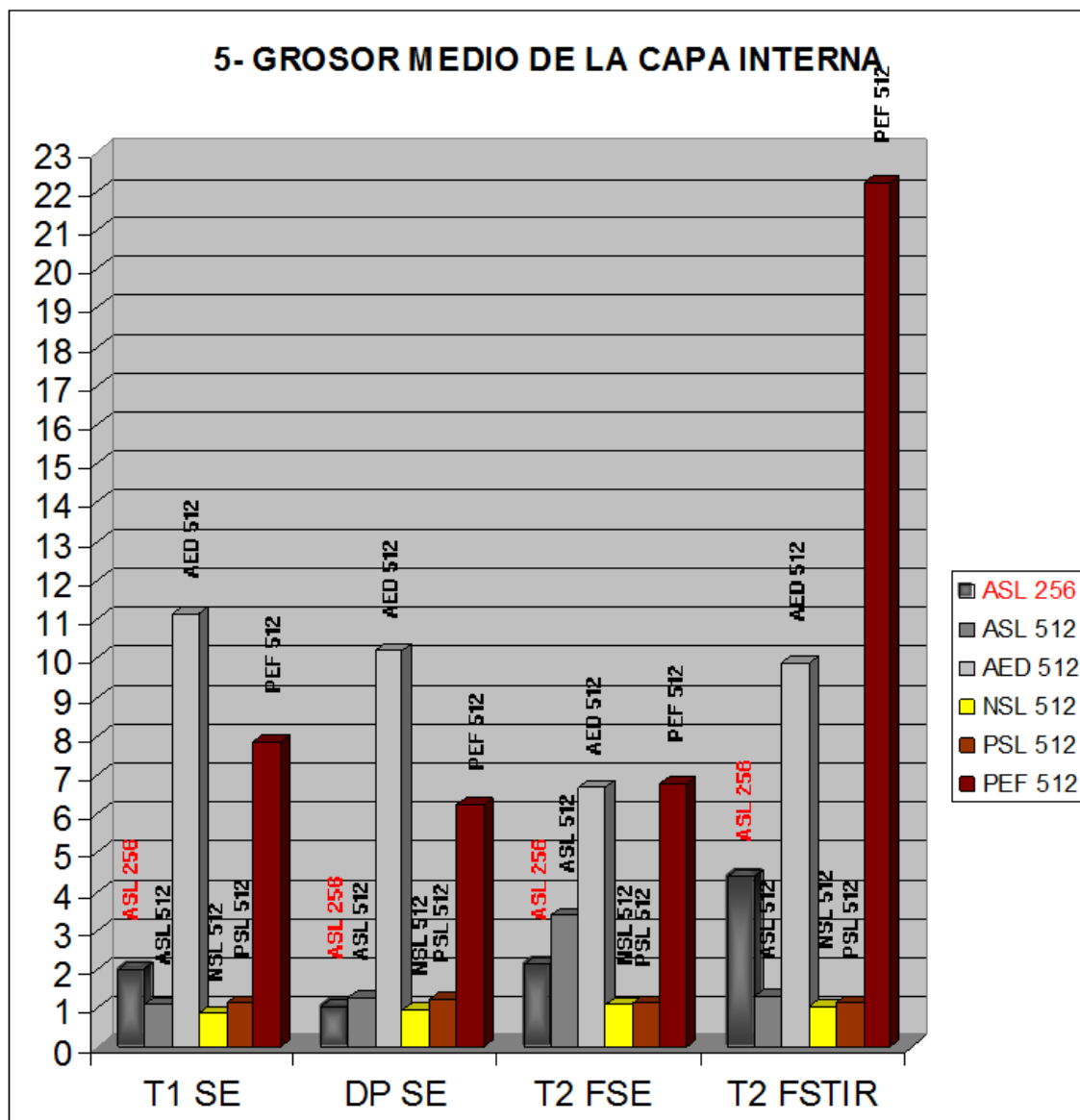
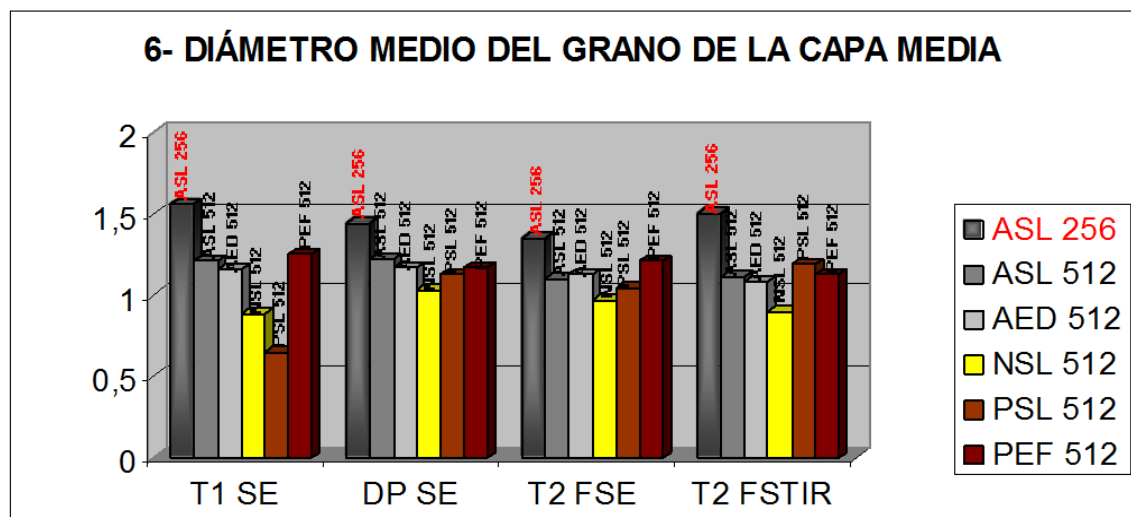
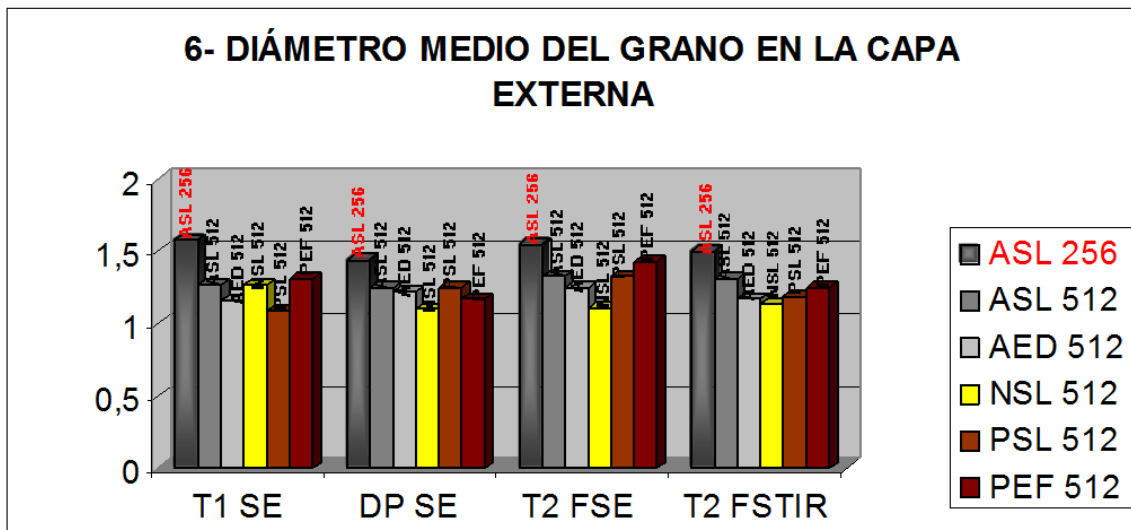


Figura 216. Representación gráfica, en cada capa de la piel, del grosor medio para todos los grupos estudiados, en las cuatro potenciaciones vistas.

Vemos que el grosor, para las capas externa y media, se mantiene bastante constante, más aún en la capa media, y que, con algunas excepciones, se sitúa en torno a 1 mm de grosor. En conjunto la capa externa parece algo más gruesa que la media en todas las potenciaciones y, dentro de cada potenciación, excepto en la capa media potenciada en T1 SE, el grupo que presenta un grosor ligeramente menor es el de neonatos sin lesión. El grupo de imágenes de adultos sin lesión con FOV 256 es el que presenta un mayor grosor en todas las potenciaciones para la capa externa y media, y llama la atención también que, en adultos y en potrillos, éstas tienen un grosor ligeramente menor en los grupos de animales sanos que en los que presentan edema. La capa interna es la que presenta unos datos más dispares; así, mientras que los grupos de

imágenes de animales sanos con FOV 512 siguen presentando un grosor cercano al 1 mm, con la excepción de los adultos sin lesión en la potenciación T2 FSE, los animales con edema presentan unos grosores muy altos y variables, oscilando sus medias entre 6 y 22 mm. El grupo de adultos sin lesión con FOV 256 aparece también con unos grosores muy variables en función del grupo, que oscilan entre menos de 1 mm y más de 4 mm.



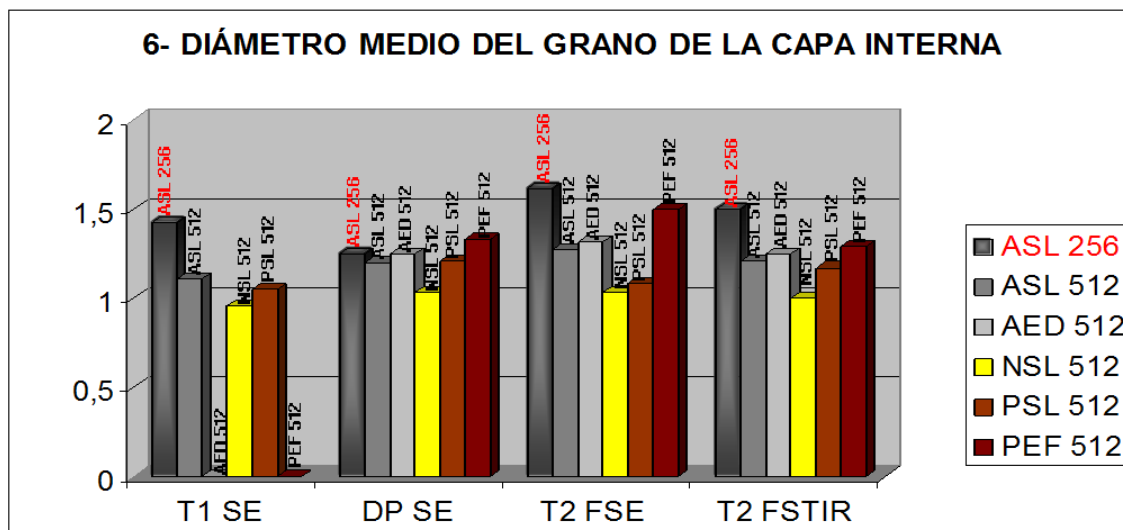


Figura 217. Representación gráfica, en cada capa de la piel, del diámetro medio del grano en las imágenes en que presentan textura granular, para todos los grupos estudiados en las cuatro potenciaciones vistas.

En cuanto al diámetro medio del grano, oscila, en casi todos los grupos y potenciaciones, entre valores próximos a 1 mm y próximos a 1,5 mm. Se observa una correlación bastante buena entre el grosor de la capa en cuestión, para cada grupo y potenciación, y el diámetro del grano en ese mismo caso; de manera que, con carácter general, a mayor grosor en la capa, con las excepciones de los grupos con edema en la capa interna, se observa mayor diámetro del grano. A los grupos con edema de la capa interna estudiados en T1 SE se les asignó un valor cero, debido a que sus imágenes tenían una textura algodonosa o lisa en esa capa, por lo que, evidentemente, en éstos tampoco se observa esta asociación de tamaños.

A.2. Ruido

En cuanto al ruido, cabe destacar que la IS media obtenida a partir el aire fue muy superior en las imágenes con mayores matriz y FOV, siendo más del doble que la obtenida en las imágenes con FOV de 256 para todas las potenciaciones. La IS media de las imágenes con FOV 512 fue más homogénea, entre las diferentes potenciaciones, que la IS media de las imágenes con un FOV 256 (Figura 218); sin embargo, las imágenes con menor FOV, pese a tener mucho menos ruido, también tenían mucha menor resolución, por lo que, para el estudio de la piel, fueron aptas en mucha menor medida.

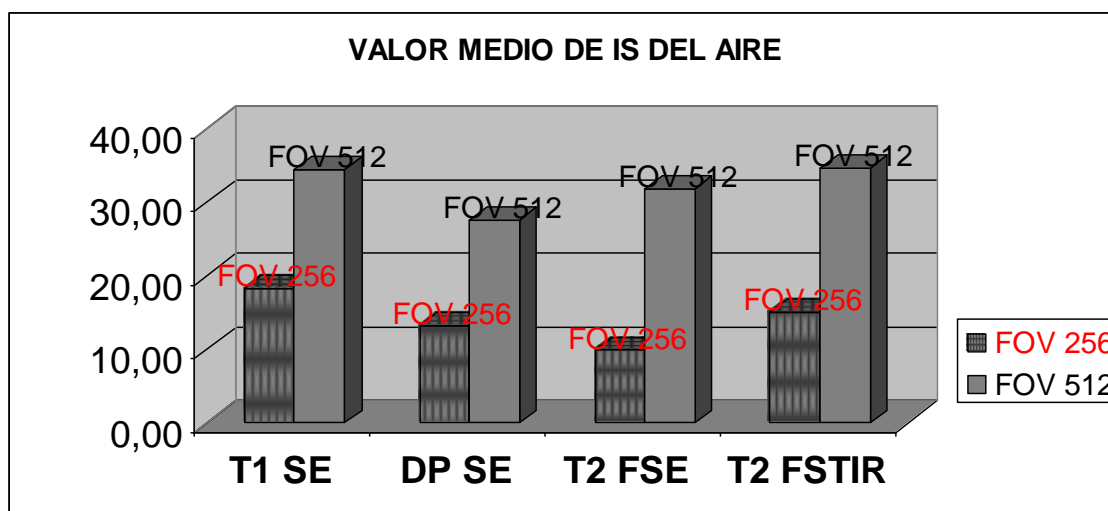


Figura 218. Representación gráfica del valor medio de IS del aire para los dos grupos de imágenes estudiados en el aire, en función de su matriz y FOV, en las cuatro potencias vistas.

Las imágenes con un FOV 512 con menor ruido fueron las obtenidas mediante la potenciación DP SE; sin embargo, para el grupo de imágenes con FOV 256, la potenciación que dio lugar a menor IS del aire en este trabajo fue T2 FSE.

5.1.1.5.B. ANÁLISIS ESTADÍSTICO INFERENCIAL

Como ya hemos señalado, el volumen de datos, parámetros estudiados, potencias analizadas, grupos de edad, lesiones, etc, no permite realizar un análisis de varianza (ANOVA) para cada posible comparación entre ellos, con lo que el contraste de hipótesis que nos permita afirmar, con alta probabilidad, la significación o falta de la misma entre los resultados obtenidos, lo reservaremos para aquellos grupos, estructuras y parámetros que consideramos que tienen una mayor trascendencia clínica. La piel, en general, es fácilmente explorable desde el exterior con métodos de diagnóstico mucho más viables y sencillos que la IRM; no obstante, la capa interna, en los casos de edema puede plantear dudas sobre su origen inflamatorio o no. Hemos observado que si comparamos, en las imágenes con FOV 512, la IS media de la capa interna de los adultos sin lesión con la de los potrillos sin lesión, obtenemos ciertas diferencias; de la misma manera, si comparamos la IS media de la capa interna de los adultos con edema por decúbito con la de los potrillos con edema inflamatorio y hemorragia por fractura, obtenemos otras diferencias (Figura 220).

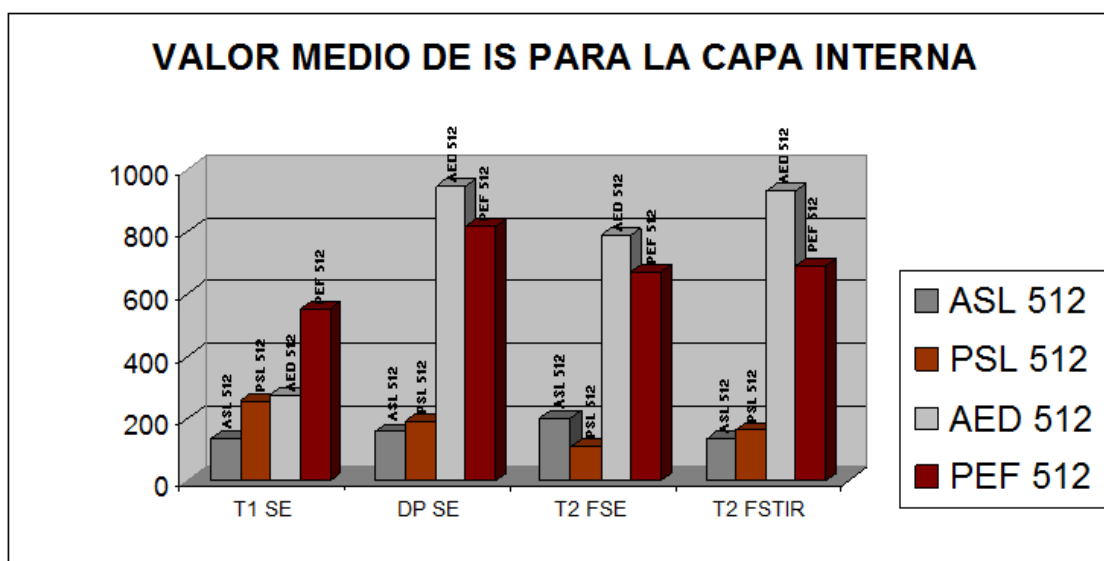


Figura 219. Representación gráfica del valor medio de IS de la capa interna para los grupos de imágenes con FOV 512 de adultos sin lesión (ASL), potrillos sin lesión (PSL), adultos con edema por decúbito (AED) y potrillos con edema inflamatorio por fractura (PEF), en las 4 potenciaciones estudiadas.

B.1. Adultos sin lesión frente a potrillos sin lesión

B.1.1. T1 SE

Al realizar el ANOVA para las medias de intensidad de señal de estos dos grupos obtenemos una $p \leq 0,01$, con lo que las diferencias serían altamente significativas; sin embargo, al realizar el test de Bartlett, obtenemos una $p \leq 0,01$, con lo que el análisis de varianza no resulta apropiado en este caso, por lo que se realiza una prueba de hipótesis no paramétrica mediante un test de Mann Whitney/Wilcoxon de dos muestras o test de Kruskal-Wallis para dos grupos. En este último test resulta $p \leq 0,01$, por lo que se concluye que la mayor media de IS de los potrillos en relación a los adultos es altamente significativa para esta potenciación.

B.1.2. DP SE.

Al realizar el ANOVA para las medias de intensidad de señal de estos dos grupos obtenemos una $p > 0,05$ con lo que las diferencias serían no significativas; sin embargo, al realizar el test de Bartlett obtenemos una $p \leq 0,01$, con lo que el análisis de varianzas no resulta apropiado en este caso, por lo que se realiza una prueba de hipótesis no paramétrica mediante un test de Mann Whitney/Wilcoxon de dos muestras o test de Kruskal-Wallis para dos grupos. En este último test $p \leq 0,01$, por lo que se concluye que

la mayor media de IS de los potrillos en relación a los adultos es **altamente significativa** para esta potenciación.

B.1.3. T2 FSE

Al realizar el ANOVA para las medias de intensidad de señal de estos dos grupos obtenemos una $p > 0,05$ con lo que las diferencias serían no significativas; sin embargo, al realizar el test de Bartlett obtenemos una $p \leq 0,01$, con lo que el análisis de varianzas no resulta apropiado en este caso, por lo que se realiza una prueba de hipótesis no paramétrica mediante un test de Mann Whitney/Wilcoxon de dos muestras o test de Kruskal-Wallis para dos grupos. En este último test $p > 0,05$, por lo que se concluye que la mayor media de IS de los adultos en relación a los potrillos **no es significativa** para esta potenciación.

B.1.4. T2 FSTIR

Al realizar el ANOVA para las medias de intensidad de señal de estos dos grupos obtenemos una $p > 0,05$ con lo que las diferencias serían no significativas; al realizar el test de Bartlett obtenemos una $p > 0,05$, con lo que el análisis de varianzas resulta apropiado en este caso; además si se realiza una prueba de hipótesis no paramétrica mediante un test de Mann Whitney/Wilcoxon de dos muestras o test de Kruskal-Wallis para dos grupos $p > 0,05$, por lo que se concluye que la mayor media de IS de los potrillos en relación a los adultos es **no significativa** para esta potenciación.

B.2. Adultos con edema por decúbito frente a potrillos con edema inflamatorio y hemorragia por fractura

B.2.1. T1 SE

Al realizar el ANOVA para las medias de intensidad de señal de estos dos grupos obtenemos una $p \leq 0,01$ con lo que las diferencias serían altamente significativas; sin embargo, al realizar el test de Bartlett obtenemos una $p \leq 0,01$, con lo que el análisis de varianzas no resulta apropiado en este caso, por lo que se realiza una prueba de hipótesis no paramétrica mediante un test de Mann Whitney/Wilcoxon de dos muestras o test de Kruskal-Wallis para dos grupos. En este último test $p < 0,01$, por lo que se concluye que la mayor media de IS de los potrillos en relación a los adultos es **altamente significativa** para esta potenciación.

B.2.2. DP SE

Al realizar el ANOVA para las medias de intensidad de señal de estos dos grupos obtenemos una $p > 0,05$ con lo que las diferencias serían no significativas; al realizar el test de Bartlett obtenemos una $p > 0,05$, con lo que el análisis de varianzas resulta apropiado en este caso; no obstante, se realiza una prueba de hipótesis no paramétrica mediante un test de Mann Whitney/Wilcoxon de dos muestras o test de Kruskal-Wallis para dos grupos. En este último test $p > 0,05$, por lo que se concluye que la mayor media de IS de los adultos en relación a los potrillos es **no significativa** para esta potenciación.

B.2.3. T2 FSE

Al realizar el ANOVA para las medias de intensidad de señal de estos dos grupos obtenemos una $p > 0,05$ con lo que las diferencias serían no significativas; al realizar el test de Bartlett obtenemos una $p > 0,05$, con lo que el análisis de varianzas resulta apropiado en este caso; no obstante, se realiza una prueba de hipótesis no paramétrica mediante un test de Mann Whitney/Wilcoxon de dos muestras o test de Kruskal-Wallis para dos grupos. En este último test $p > 0,05$, por lo que se concluye que la mayor media de IS de los adultos en relación a los potrillos es **no significativa** para esta potenciación.

B.2.4. T2 FSTIR

Al realizar el ANOVA para las medias de intensidad de señal de estos dos grupos obtenemos una $p \leq 0,01$ con lo que las diferencias serían altamente significativas; al realizar el test de Bartlett obtenemos una $p > 0,05$, con lo que el análisis de varianzas resulta apropiado en este caso; no obstante, se realiza una prueba de hipótesis no paramétrica mediante un test de Mann Whitney/Wilcoxon de dos muestras o test de Kruskal-Wallis para dos grupos. En este último test $p \leq 0,01$, por lo que se concluye que la mayor media de IS de los adultos en relación a los potrillos es **altamente significativa** para esta potenciación.

Con todos estos datos en la mano podemos afirmar que:

La IS de la capa interna de la piel, o tejido subcutáneo, de la extremidad es mayor en los potrillos sin lesión que en los adultos sin lesión en T1 SE y DP SE con más de un

99% de probabilidad; sin embargo, en T2 FSE y en T2 FSTIR, no podemos afirmar con probabilidad suficiente que la diferencia entre sus medias de IS sea real.

La IS de la capa interna de la piel, o tejido subcutáneo, en T1 SE, es mayor en la extremidad de los potrillos con edema por fractura que en los adultos con edema por decúbito prolongado, mientras que en T2 FSTIR es menor, en ambos casos con más de un 99% de posibilidades; sin embargo, en DP SE y T2 FSE no podemos afirmar con probabilidad suficiente que la diferencia de IS entre sus medias sea real.

5.1.1.6. DESCRIPCIÓN DE LA IRM DE OTRAS LESIONES ENCONTRADAS EN LA PIEL

5.1.1.6.A. ÚLCERA POR PRESIÓN

Una vez definidas y descritas las capas de la piel para los equinos adultos en las cuatro potenciaciones básicas, como se ha realizado en este apartado de resultados, podemos afrontar la descripción de las imágenes de una úlcera por presión de grado III en la cara lateral de la tuberosidad del calcáneo de un caballo adulto en estas mismas potenciaciones.

Se observa cómo en las partes menos afectadas, las más alejadas del centro de la úlcera en dicha tuberosidad, se pueden distinguir las tres capas de la piel en todas las potenciaciones, aunque con menor resolución y más difuminadas en las potenciaciones en T2, sobre todo en T2 FSTIR (imagen A de las Figura 221, Figura 222, Figura 223 y Figura 224). Cuando nos acercamos 6 mm en dirección hacia el centro de la úlcera nos encontramos con que el grosor e intensidad de señal de la capa externa e interna aumentan, lo que coincide con una zona de reacción inflamatoria en la que la piel no ha sufrido todavía una solución de continuidad (imagen B de las Figura 221, Figura 222, Figura 223 y Figura 224). En esta zona, la capa media aparentemente conserva su grosor, pero aumenta la IS que emite, por lo que pierde hipointensidad en relación a las otras dos. Avanzando otros 6 mm hacia el centro de la úlcera, donde la parte más externa de la piel ya se encuentra algo afectada, observamos que las capas externa y media presentan una apariencia adelgazada y que la interna aumenta manifiestamente su grosor e intensidad de señal; este aumento de grosor e IS de la capa interna a este nivel se observa en las cuatro potenciaciones, sin embargo, el adelgazamiento de las capas externa y media sólo se distingue adecuadamente en T1 SE y DP SE, debido a la

pérdida de resolución de las imágenes potenciadas en T2 (imagen C de las Figura 221, Figura 222, Figura 223 y Figura 224). Finalmente, en la zona central de la úlcera, observamos la desaparición o solución de continuidad de las capas externa y media, y un aumento del grosor y la IS de la capa interna; esto se puede observar en las cuatro potenciaciones, sin embargo, la alta IS es más notoria en DP SE (imagen D de las Figura 221, Figura 222, Figura 223 y Figura 224).

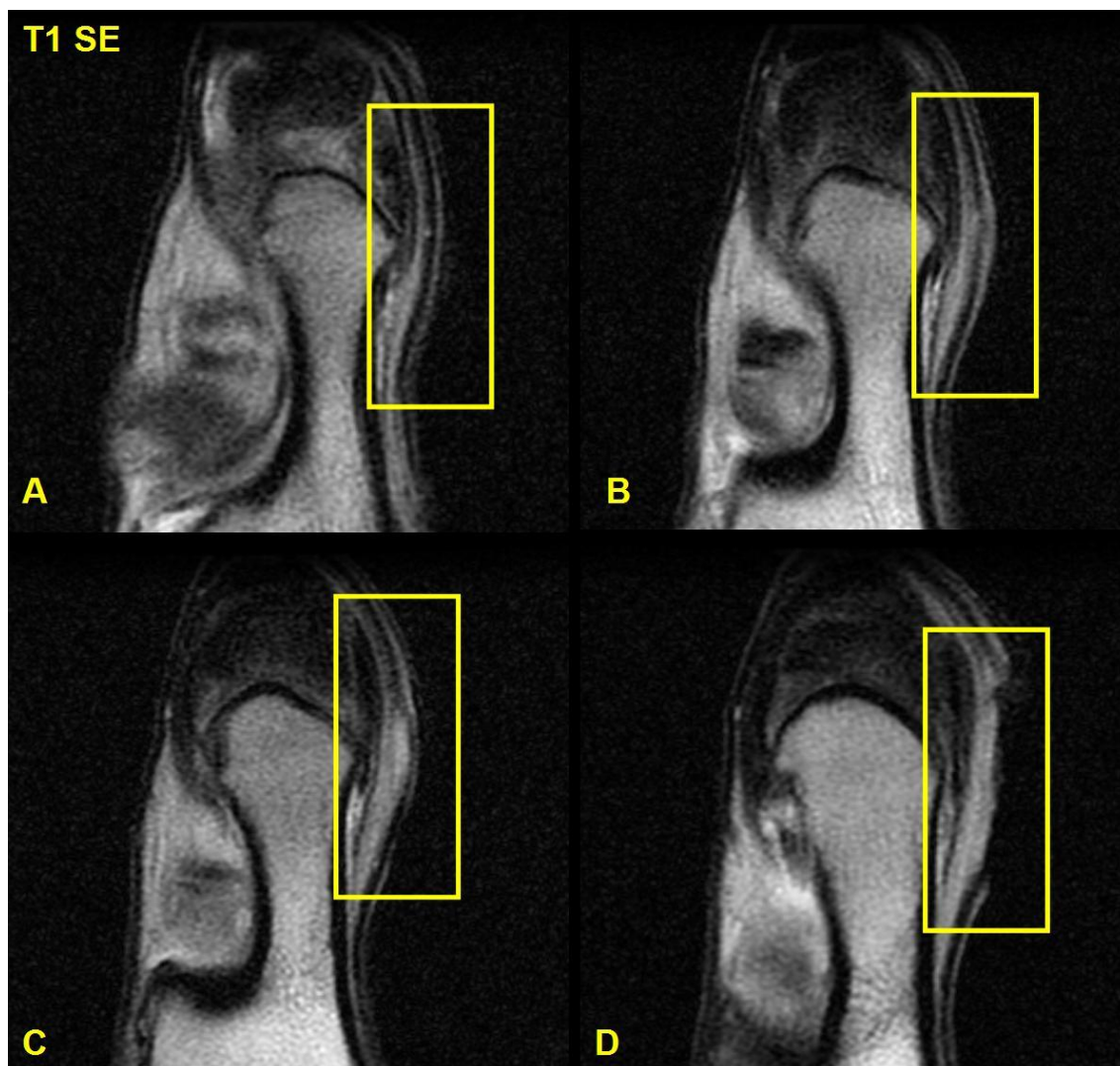


Figura 220. Cortes coronales potenciados en T1 SE de la apófisis calcánea de un caballo adulto, aquejado de una úlcera por presión localizada en la cara lateral de su tuberosidad, debida a un decúbito prolongado. Se trata de cortes consecutivos desde la parte más externa hasta el centro de la lesión, siendo la imagen A la más periférica y la D la central. El rectángulo amarillo sitúa la zona de la lesión.

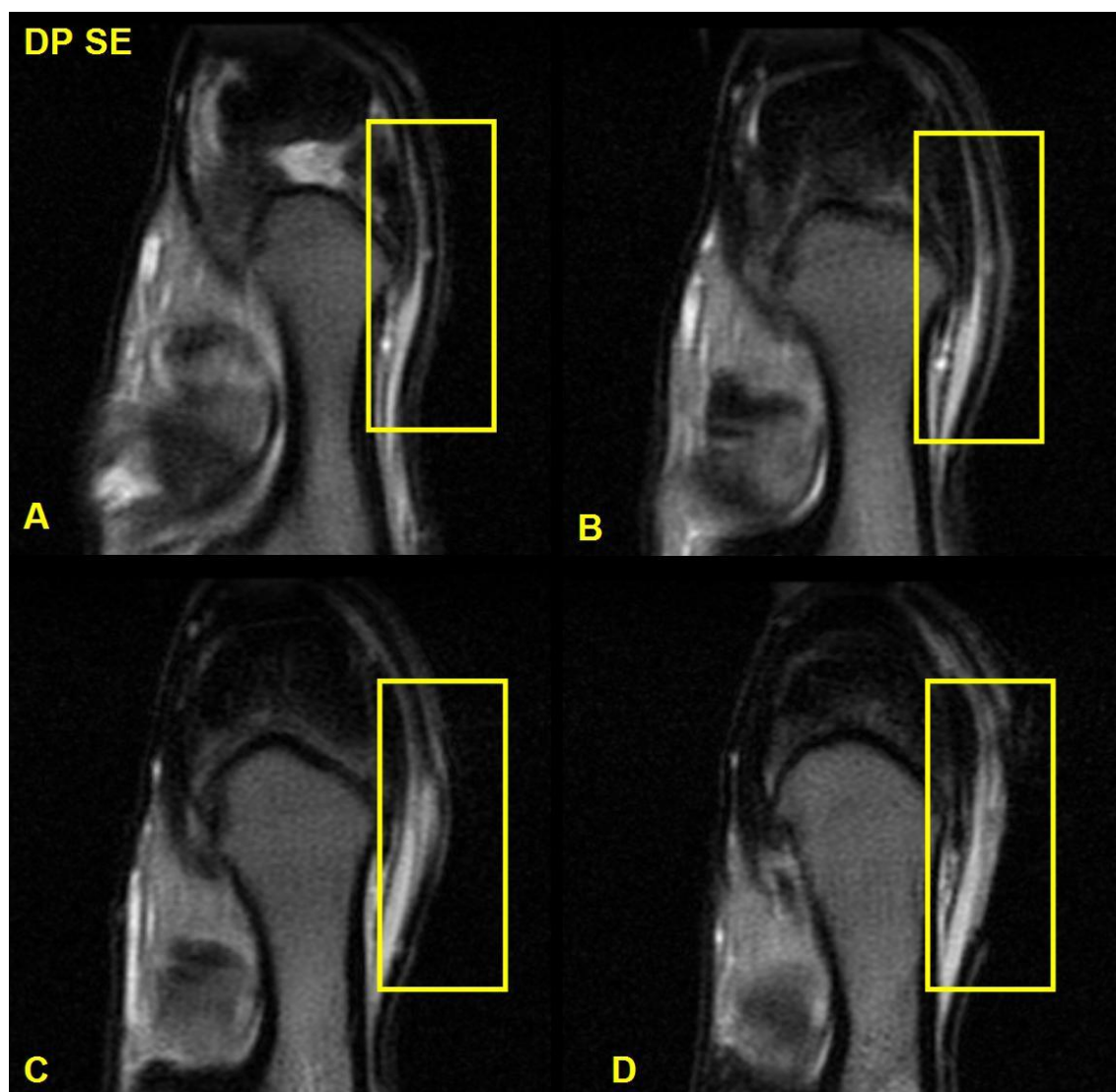


Figura 221. Cortes coronales potenciados en DP SE de la apófisis calcánea de un caballo adulto, aquejado de úlcera por presión, localizada en la cara lateral de su tuberosidad, debida a un decúbito prolongado. Se trata de cortes consecutivos desde la parte más externa hasta el centro de la lesión, siendo la imagen A la más periférica y la D la central. El rectángulo amarillo sitúa la zona de la lesión.

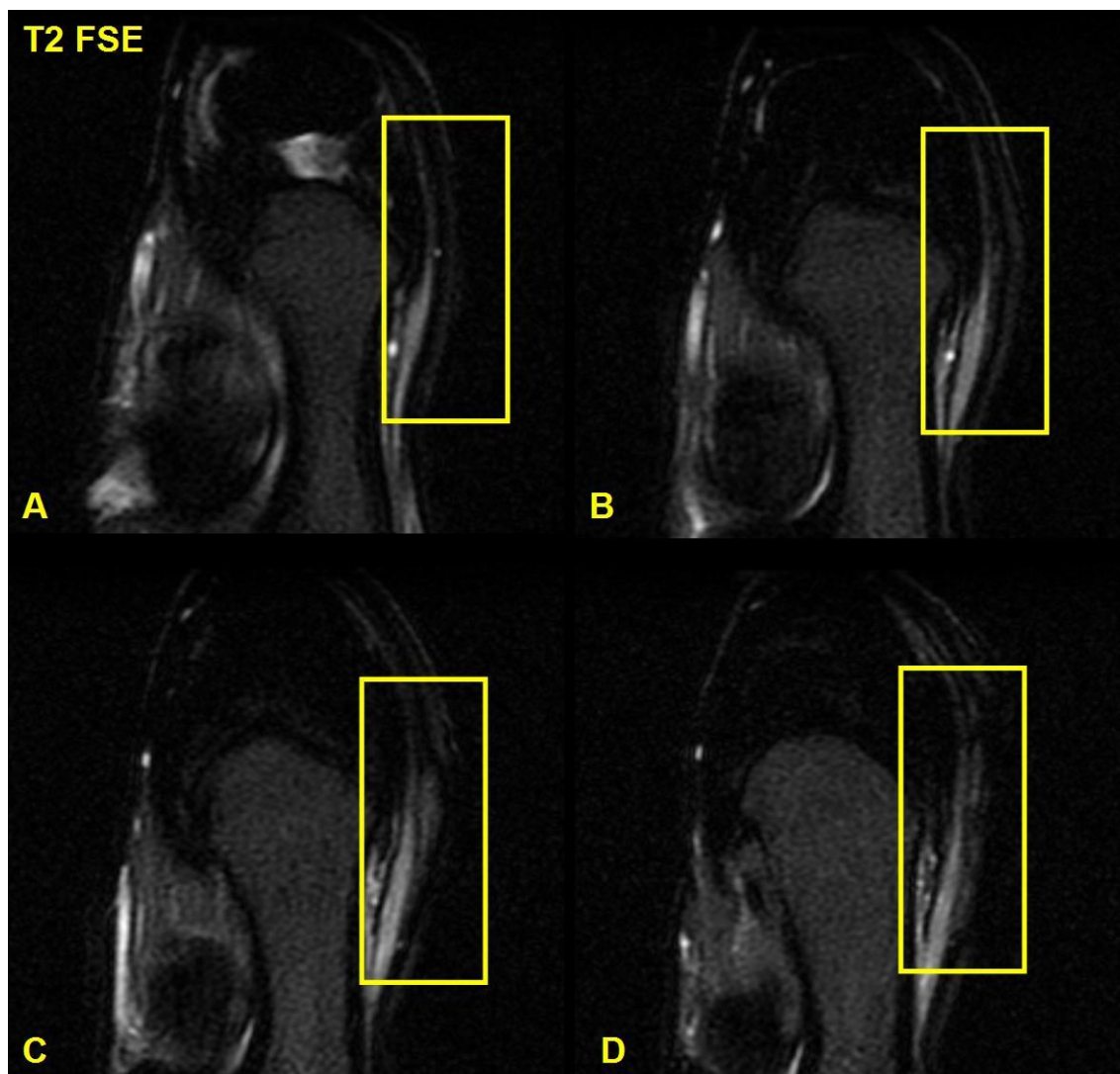


Figura 222. Cortes coronales potenciados en T2 FSE de la apófisis calcánea de un caballo adulto, aquejado de úlcera por presión, localizada en la cara lateral de su tuberosidad, debida a un decúbito prolongado. Se trata de cortes consecutivos desde la parte más externa hasta el centro de la lesión, siendo la imagen A la más periférica y la D la central. El rectángulo amarillo sitúa la zona de la lesión.

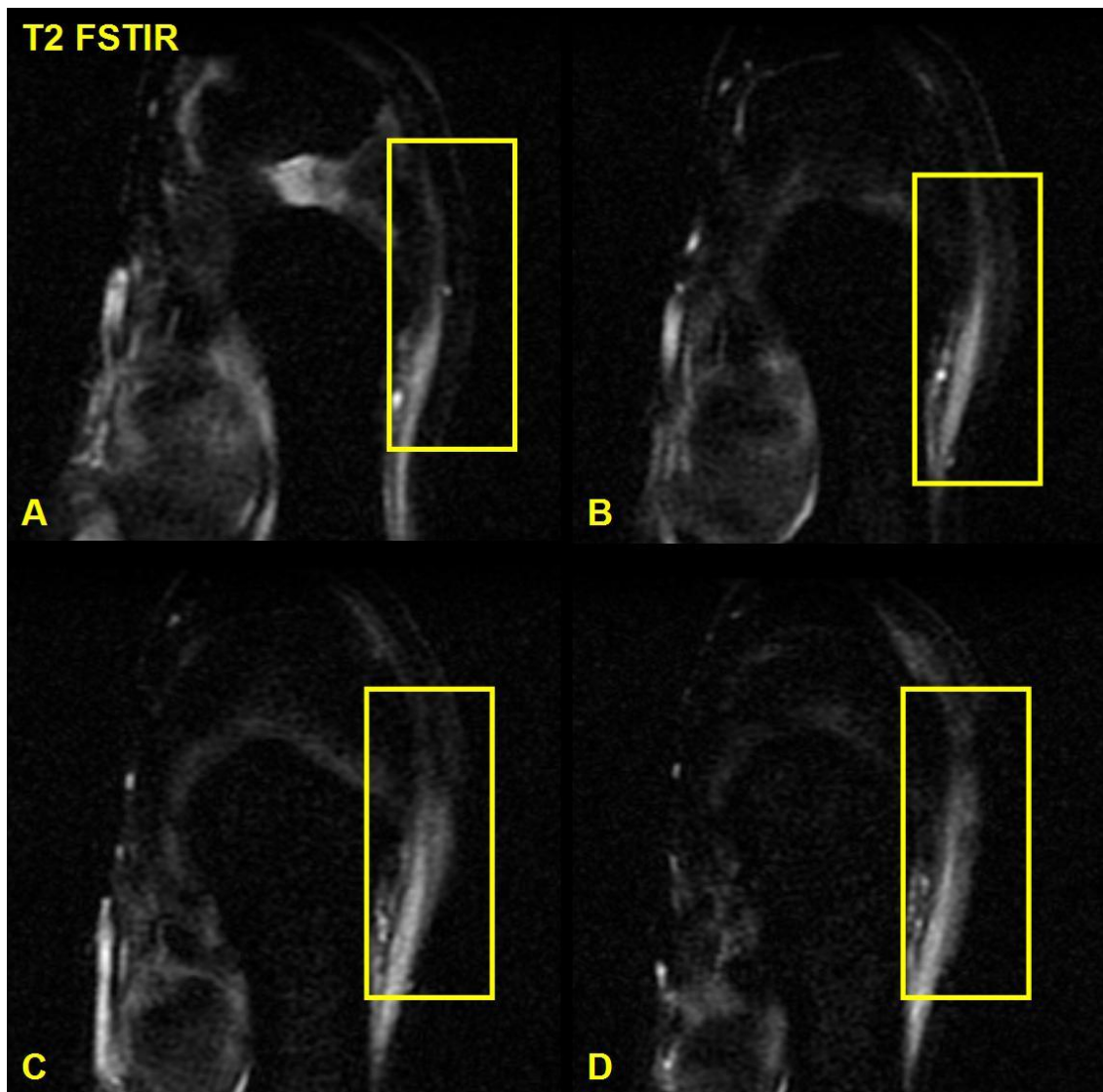


Figura 223. Cortes coronales potenciados en T2 FSTIR de la apófisis calcánea, de un caballo adulto aquejado de úlcera por presión, localizada en la cara lateral de su tuberosidad, debida a un decúbito prolongado. Se trata de cortes consecutivos desde la parte más externa hasta el centro de la lesión, siendo la imagen A la más periférica y la D la central. El rectángulo amarillo sitúa la zona de la lesión.

Al comparar la capa interna de la zona central de la úlcera con la capa interna de otro adulto afectado de edema por decúbito prolongado y con el edema inflamatorio de origen traumático de un potrillo de tres meses, vemos que, en T1 SE, el edema por decúbito presenta una capa interna más granular y es unos dos o tres tonos de gris más oscura que la capa interna de la zona afectada por la úlcera; a su vez, esta capa interna de la úlcera presenta también unos dos o tres tonos menos de gris que la capa interna del potrillo afectado por un edema debido a una fractura conminuta (Figura 225). En DP SE, a la observación subjetiva, la capa interna presenta mayor IS que en ninguna de las otras

potenciaciones estudiadas para el edema por decúbito y la úlcera; para el caso de la fractura, ésta es muy similar o, incluso, quizá algo menor, con un tono casi indistinguible del que tiene en T1 SE. En esta potenciación, la IS de los tres casos es prácticamente idéntica a la observación ocular, con, tan sólo, una pequeña zona más superficial en la úlcera con menor IS (Figura 225). En T2 FSE, la capa interna del edema por decúbito es la que mayor IS tiene, al menos tres tonos por encima del caso del edema por fractura y entre unos 4 a 6 tonos por encima del caso de la úlcera, que es la imagen que presenta, de las tres, una menor IS en esta potenciación; también, en esta imagen de la úlcera, la zona más extensa de la capa interna presenta menor IS (Figura 226). En T2 FSTIR, la imagen de la capa interna tiene una IS muy similar a la que presenta en T2 FSE, aunque con los límites algo menos definidos; quizá, en los casos de la úlcera y el edema por fractura, presente un punto más elevado o blanco del tono de gris; al igual que en DP SE y T2 FSE, en la imagen de la úlcera, la zona más externa de la capa interna presenta menor intensidad que la zona más profunda (Figura 227). Vemos pues que, en el caso de la úlcera por presión, que por definición es un caso de edema con reacción inflamatoria y no de edema por decúbito, hay diferencias de IS, sobre todo en T1 SE y T2, que hacen que se asemeje más al edema inflamatorio por fractura que al edema por decúbito prolongado.

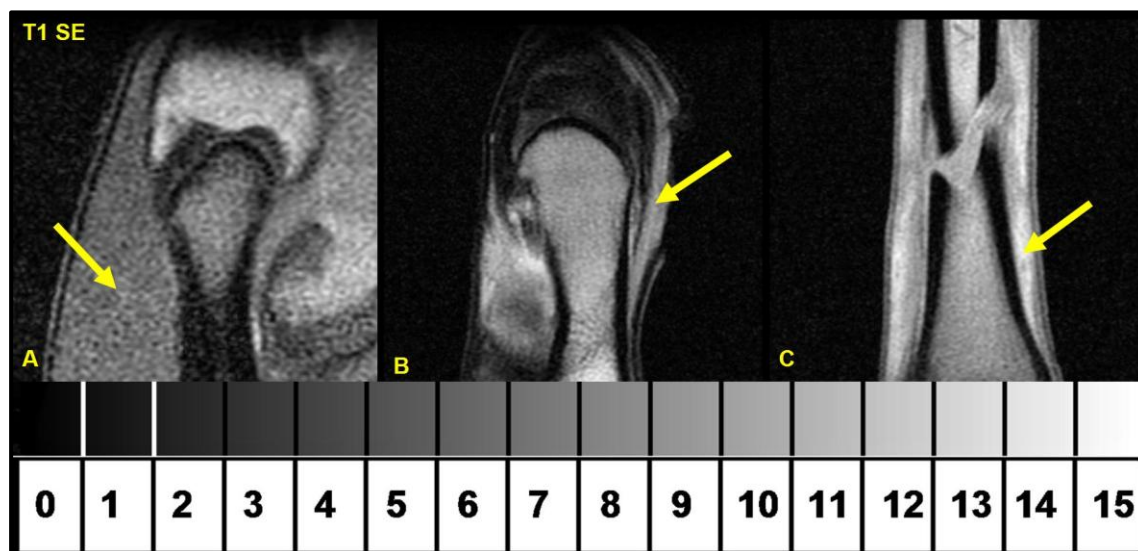


Figura 224. Imágenes de tres cortes coronales potenciados en T1 SE. La imagen A representa un corte a la altura de la tuberosidad calcánea de un caballo adulto, aquejado de un edema por decúbito prolongado. La imagen B representa un corte a la altura de la tuberosidad calcánea de un animal, aquejado de una úlcera por presión en la cara lateral de la tuberosidad del calcáneo. La imagen C representa un corte del metatarso de un potrillo de tres meses, aquejado de un edema

inflamatorio causado por una fractura conminuta. Las flechas amarillas, en los tres casos, señalan la capa interna de la piel en la zona afectada.

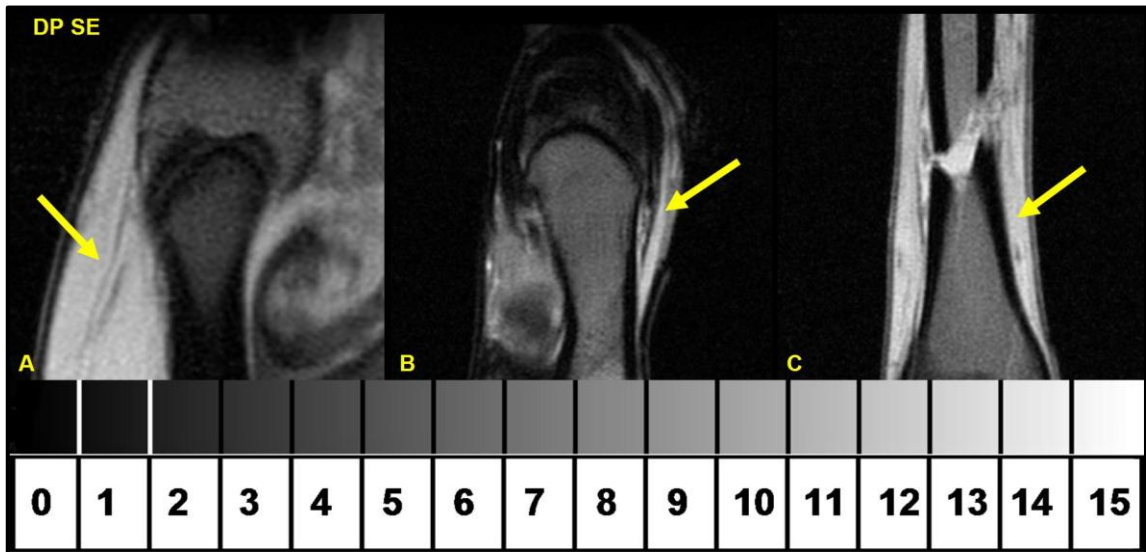


Figura 225. Imágenes de tres cortes coronales potenciados en DP SE. La imagen A representa un corte a la altura de la tuberosidad calcánea de un caballo adulto, aquejado de un edema por decúbito prolongado. La imagen B representa un corte a la altura de la tuberosidad calcánea de un animal, aquejado de una úlcera por presión en la cara lateral. La imagen C representa un corte del metatarso de un potrillo de tres meses aquejado de un edema inflamatorio causado por una fractura conminuta. Las flechas amarillas, en los tres casos, señalan la capa interna de la piel en la zona afectada.

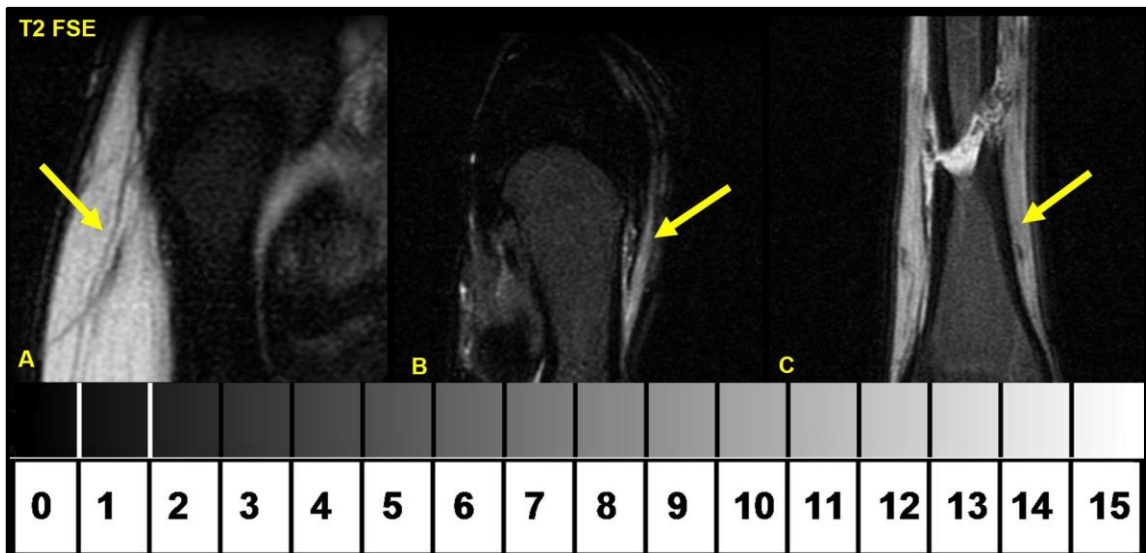


Figura 226. Imágenes de tres cortes coronales potenciados en T2 FSE. La imagen A representa un corte a la altura de la tuberosidad calcánea de un caballo adulto, aquejado de un edema por decúbito prolongado. La imagen B representa un corte a la altura de la tuberosidad calcánea de un animal, aquejado de una úlcera por presión en la cara lateral. La imagen C representa un corte del metatarso de un potrillo de tres meses, aquejado de un edema inflamatorio causado por una

fractura conminuta. Las flechas amarillas, en los tres casos, señalan la capa interna de la piel en la zona afectada.

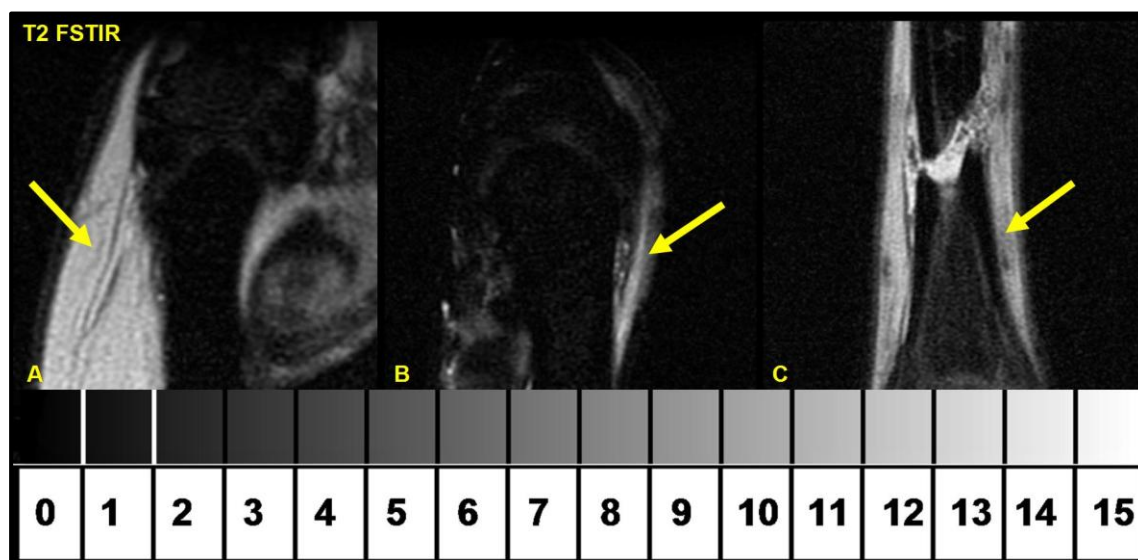


Figura 227. Imágenes de tres cortes coronales potenciados en T2 FSTIR. La imagen A representa un corte a la altura de la tuberosidad calcánea de un caballo adulto, aquejado de un edema por decúbito prolongado. La imagen B representa un corte a la altura de la tuberosidad calcánea de un animal, aquejado de una úlcera por presión en la cara lateral. La imagen C representa un corte del metatarso de un potrillo de tres meses, aquejado de un edema inflamatorio causado por una fractura conminuta. Las flechas amarillas, en los tres casos, señalan la capa interna de la piel en la zona afectada.

5.1.1.6.B. CICATRIZ SUPERFICIAL

Al igual que hicimos en la descripción de la úlcera, para describir este hallazgo hemos de partir de la estructura que describimos como normal para la piel de un equino adulto; es decir de la estructura en vía de tren o tricapa que se puede observar, con mayor o menor nitidez, en las cuatro potenciaciones vistas. Esta lesión se trata de una cicatriz superficial en la cara lateral del tarso izquierdo de un caballo adulto, a nivel de la articulación tarso metatarsiana. Cuando observamos los cortes coronales potenciados en T1 SE de esta lesión, vemos que se puede observar las tres capas descritas para la piel, aunque la capa media se encuentra manifiestamente engrosada en ese lugar y presenta una pequeña mancha hiperintensa en el centro; sin embargo, la capa externa no sólo no está engrosada, sino que, en la zona central de la lesión, parece estar adelgazada e, incluso, en uno de los dos cortes mostrados, parece presentar un punto de solución de continuidad (imagen B, Figura 228). La capa interna no parece presentar alteraciones apreciables a simple vista en esta potenciación (Figura 228).

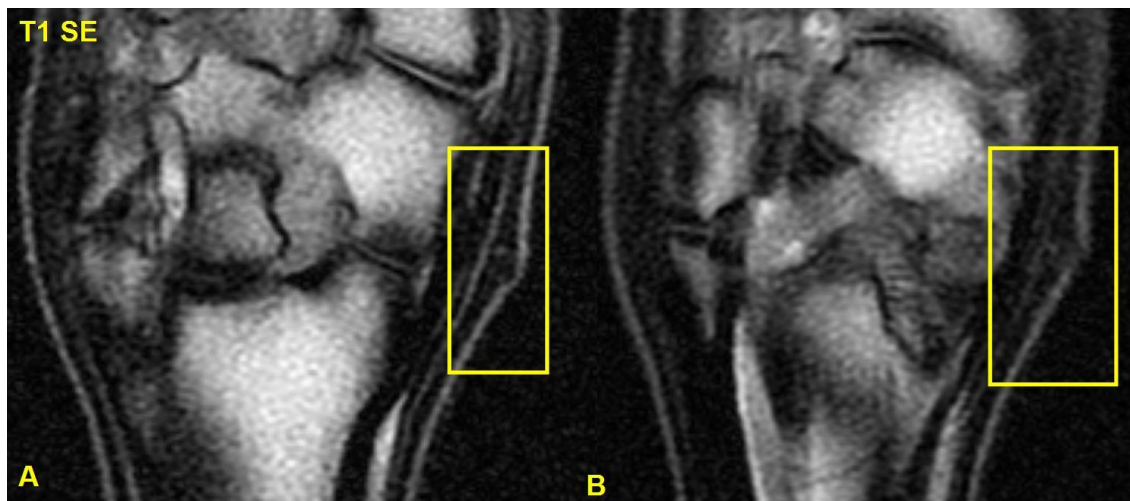


Figura 228. Corte coronal de la mitad distal del tarso y el cuarto proximal del metatarso de un caballo adulto, potenciada en T1 SE, en la que se señala con un rectángulo amarillo una pequeña cicatriz originada por una herida superficial. Se muestran dos cortes consecutivos de 5 mm de grosor separados 1 mm.

En estos mismos cortes, potenciados en DP SE, se puede apreciar las mismas características que en las imágenes potenciadas en T1 SE, aunque la capa interna parece ganar entidad, es decir, se observa un poco más gruesa aunque menos intensa, y la capa media presenta, en la zona de engrosamiento, una mancha hiperintensa en relación al resto de la misma. Las dos capas de mayor intensidad y la mancha central de la zona engrosada de la capa media, en el centro de la cicatriz, presentan un mayor grosor, como si estuvieran difuminadas, en relación a la imagen que originan en la potenciación T1 SE, aunque tienen un tono un poco más oscuro que en la anterior potenciación. Esto da lugar a que, a la observación, la capa media tenga una apariencia más delgada en DP SE que en T1 SE (Figura 229).

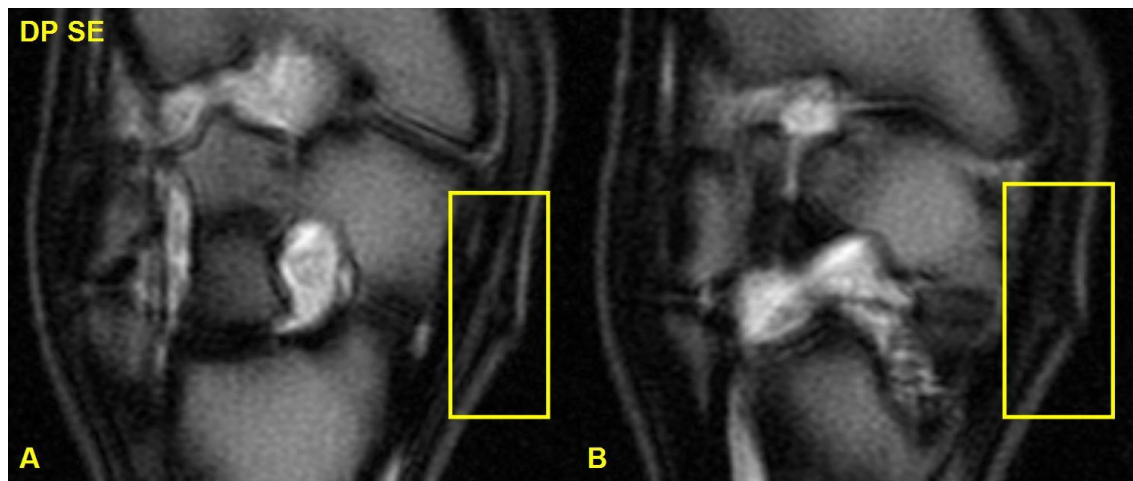


Figura 229. Corte coronal de la mitad distal del tarso y el cuarto proximal del metatarso de un caballo adulto, potenciada en DP SE, en la que se señala con un rectángulo amarillo una pequeña cicatriz originada por una herida superficial. Se muestran dos cortes consecutivos de 5 mm de grosor separados 1 mm.

En los cortes potenciados en T2 FSE, podemos apreciar casi las mismas características que en T1 SE, aunque con algunas pequeñas diferencias; en la imagen A de la Figura 230, en lugar de apreciarse un adelgazamiento de la capa externa, se aprecia una solución de continuidad de la misma, y se observa mucha menor IS de las capas hiperintensas que en T1 SE o DP SE. En la imagen B de la Figura 230, sigue apreciándose la solución de continuidad de capa externa, pero la capa interna es prácticamente indistinguible. La capa externa, en la imagen A de la Figura 230, presenta un grosor semejante al de la potenciación DP SE, como si estuviera un poco más difuminada que en T1 SE; sin embargo, la capa interna, aunque con mucha menor IS que en T1 SE, presenta un grosor similar al de esta última potenciación.

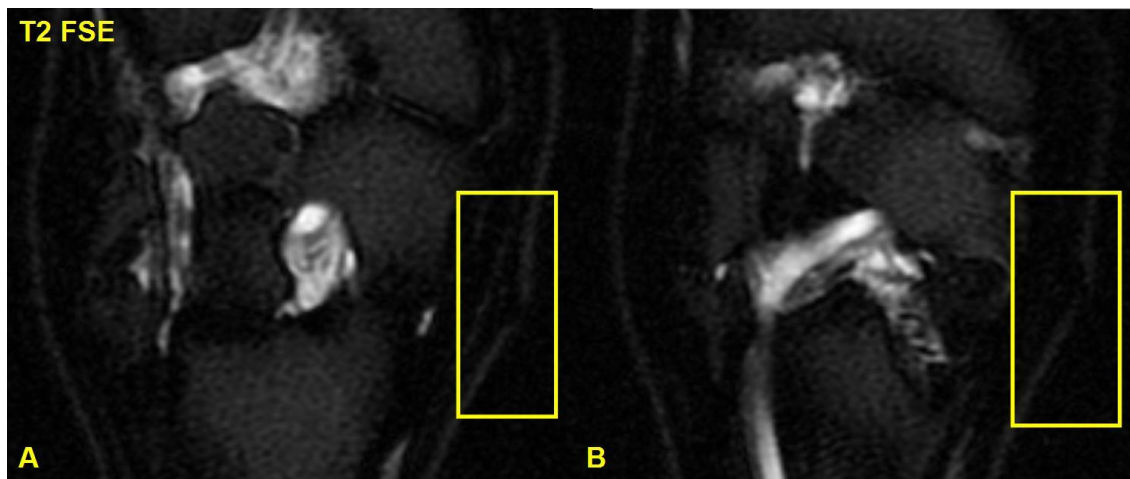


Figura 230. Corte coronal de la mitad distal del tarso y el cuarto proximal del metatarso de un caballo adulto, potenciada en T2 FSE, en la que se señala con un rectángulo amarillo una pequeña cicatriz originada por una herida superficial. Se muestran dos cortes consecutivos de 5 mm de grosor separados 1 mm.

En la potenciación T2 FSTIR la resolución y definición de la imagen son aún peores que en T2 FSE, siendo más difícil apreciar las capas de la piel y los engrosamientos y características observadas en las potenciaciones T1 SE y DP SE, e incluso en T2 FSE. En las imágenes A y B de la Figura 231, a duras penas podemos apreciar la solución de continuidad que se apreciaba en la potenciación T2 FSE.

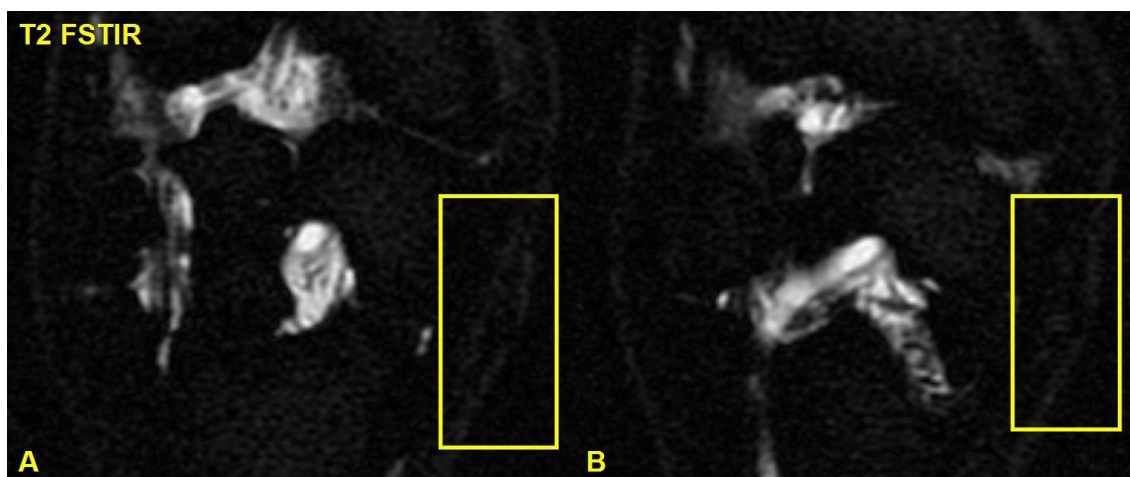


Figura 231. Corte coronal de la mitad distal del tarso y el cuarto proximal del metatarso de un caballo adulto, potenciada en T2 FSTIR, en la que se señala con un rectángulo amarillo una pequeña cicatriz originada por una herida superficial. Se muestran dos cortes consecutivos de 5 mm de grosor separados 1 mm.

En la Figura 232, podemos ver esta alteración en las cuatro potenciaciones, en un corte transversal a nivel de la articulación tarsometatarsiana. Se aprecian las mismas

características descritas en los cortes coronales para cada una de las diferentes potenciaciones, aunque, en este plano, en DP SE, la pequeña mancha central de la capa media es menos aparente. Este corte ayuda a identificar la orientación de la solución de continuidad en la señal hiperintensa de la capa externa, viéndose orientado de plantar a dorsal. Se puede apreciar también, señalada con un rectángulo amarillo, una especie de solapa en la zona plantaromedial, que no es nada más que un extremo periférico del espejuelo o *torus tarsiano*.

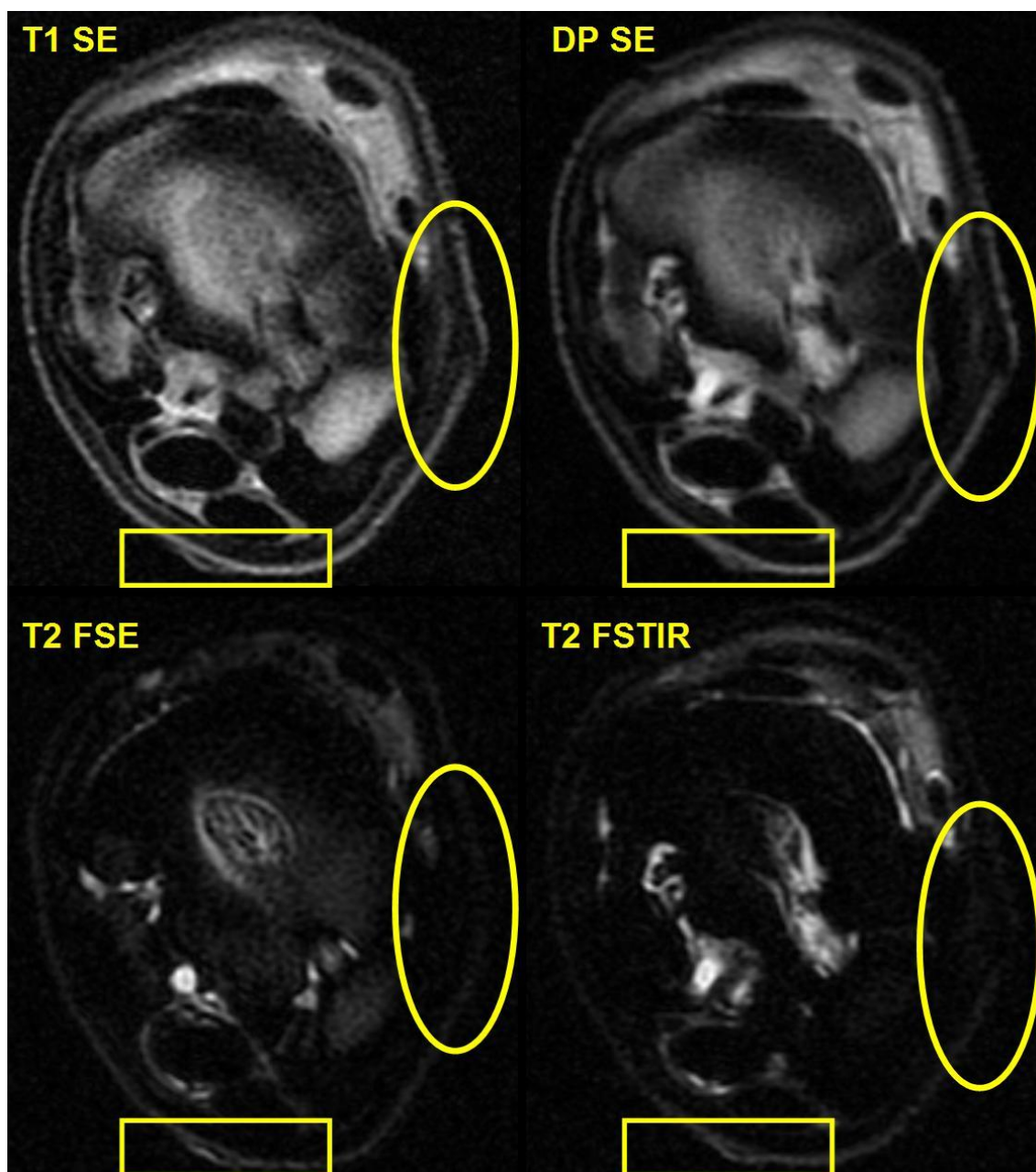


Figura 232. Corte transversal, a nivel de la articulación tarsometatarsiana de un caballo adulto, en las cuatro potenciaciones estudiadas. Se señala la zona de la cicatriz con una elipse amarilla y, con un rectángulo también amarillo, se señala la zona más periférica del espejuelo.

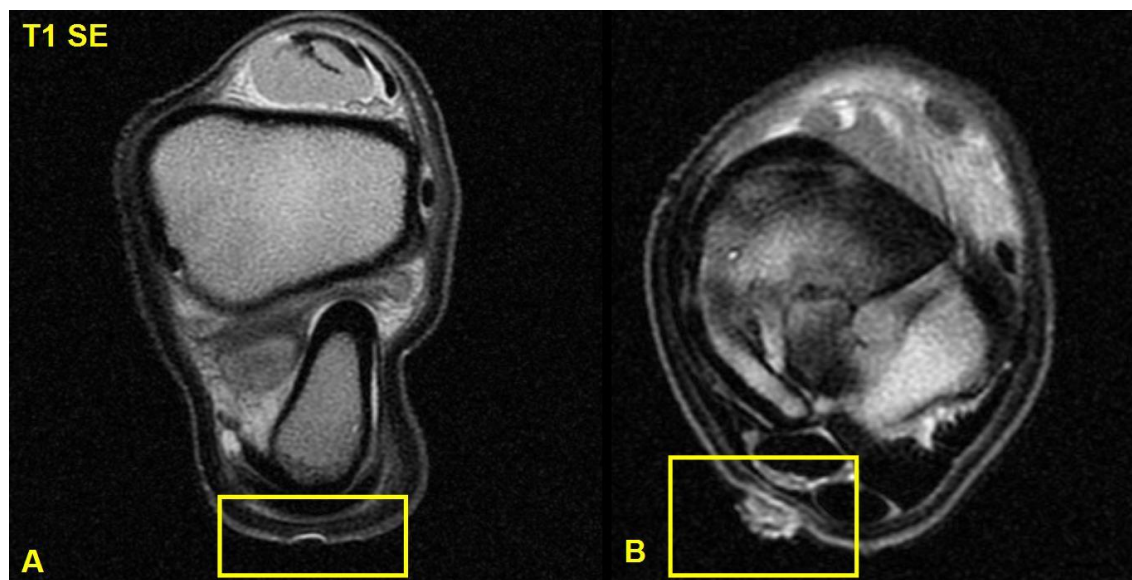


Figura 233. Cortes transversales, a nivel del tarso de un caballo adulto, en T1 SE. En la imagen A, a nivel de la tuberosidad calcánea, se señala, con un rectángulo amarillo, un pequeño artefacto de susceptibilidad magnética en la zona de apoyo de la extremidad en la antena. En la imagen B, a un nivel próximo a la articulación intertarsiana distal, se señala, con un rectángulo amarillo, el espejuelo en su zona central.

En la Figura 233, se puede observar un pequeño artefacto de susceptibilidad magnética en la zona de apoyo del corvejón en la antena; también se puede observar el espejuelo en su zona central, en la que las tres capas de la piel conservan su grosor, quizá presentándose un ligero adelgazamiento de las capas media e interna, con un incremento de la señal de la capa externa, apreciable bajo el espejuelo, y una masa córnea de alta intensidad de señal sobre dicha capa externa.

5.1.2. IRM DEL CASCO

5.1.2.1. IRM DEL PERIOPLE

Esta estructura cuticular se ha observado, en todas las potenciaciones, como una estrecha línea hiperintensa en relación al aire y al estrato o subcapa externa de la capa media de la pared del casco, sobre la que se proyectaba distalmente desde el corion perióplico, llegando, sobre dicha capa media, a una distancia variable según su grado de descamación en la extremidad de la que se trate, pero que, en las lumbres, suele abarcar un tercio o más de la longitud de la muralla (Figura 234); en otras zonas como los cuartos o talones, puede suponer un porcentaje sensiblemente mayor de la longitud total (Figura 235).

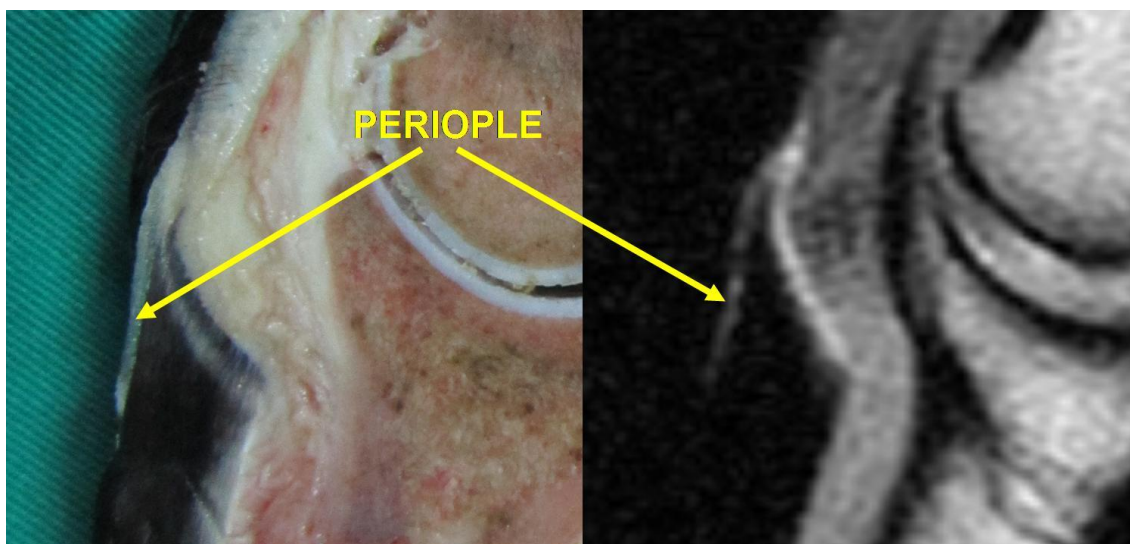


Figura 234. Periople en la zona de las lumbres. Se señala, a la izquierda sobre un corte anatómico sagital, y a la derecha en una imagen potenciada en T1 SE de un corte también sagital.

Aunque se ha podido identificar en los tres planos de corte utilizados (Figura 235), considerando las cuatro potenciaciones en conjunto, es en los cortes sagitales coincidentes con el eje de la extremidad o cercanos al mismo en los que mejor, y con más frecuencia, se visualiza, tanto en lumbres como en talones; en los transversales, se observa con menor frecuencia, y en los coronales es donde menos asiduamente las imágenes son aptas para su valoración (Figura 236). En los estudios llevados a cabo con los cortes realizados en planos sagitales, la imagen que permitía una mejor valoración del periople en la zona de las lumbres, por lo general, no coincidía con la que permitía una mejor valoración en la zona de los talones. En cualquier caso, como ya hemos dicho,

no se observa de forma constante, e influyen mucho su longitud y grosor en la extremidad concreta a estudiar; es decir, cuanto mayor es su entidad en una pieza anatómica, mejor se identifica y valora.

En los cortes transversales, se independiza mejor del resto del casco en la zona de las lumbres (imagen C de la Figura 235); no así en los talones, donde resulta más difícil de independizar; a nivel de los talones y de sus bulbos, el periople se funde con la ranilla, haciéndose más grueso y consistente, y pasando de uno a otro sin solución de continuidad, de la misma manera que el corion perióplico pasa a ser corion de la ranilla en su zona volar, engrosándose y confundándose sin distinción.

No obstante, en el momento de obtener las imágenes, no se anotó si, a la inspección de la pieza o el animal vivo, se apreciaba el periople ni hasta donde llegaba, con lo que realmente, no conocemos en qué casos no se aprecia visualmente y tampoco en la RM ni en que casos se observa a la inspección pero no se distingue en las imágenes de RM.

Al ser una estructura externa del casco, el periople es altamente susceptible de contaminarse con restos de suciedad que den lugar a artefactos o simplemente a una diferente señal que podemos interpretar como variación en la señal de periople; además, el hecho de que muchas extremidades fueran descongeladas en agua tibia, probablemente, haya causado una sobrehidratación de la estructura que, a su vez, puede haber influido en su IS en mayor o menor grado según la potenciación (GILI, 1993).

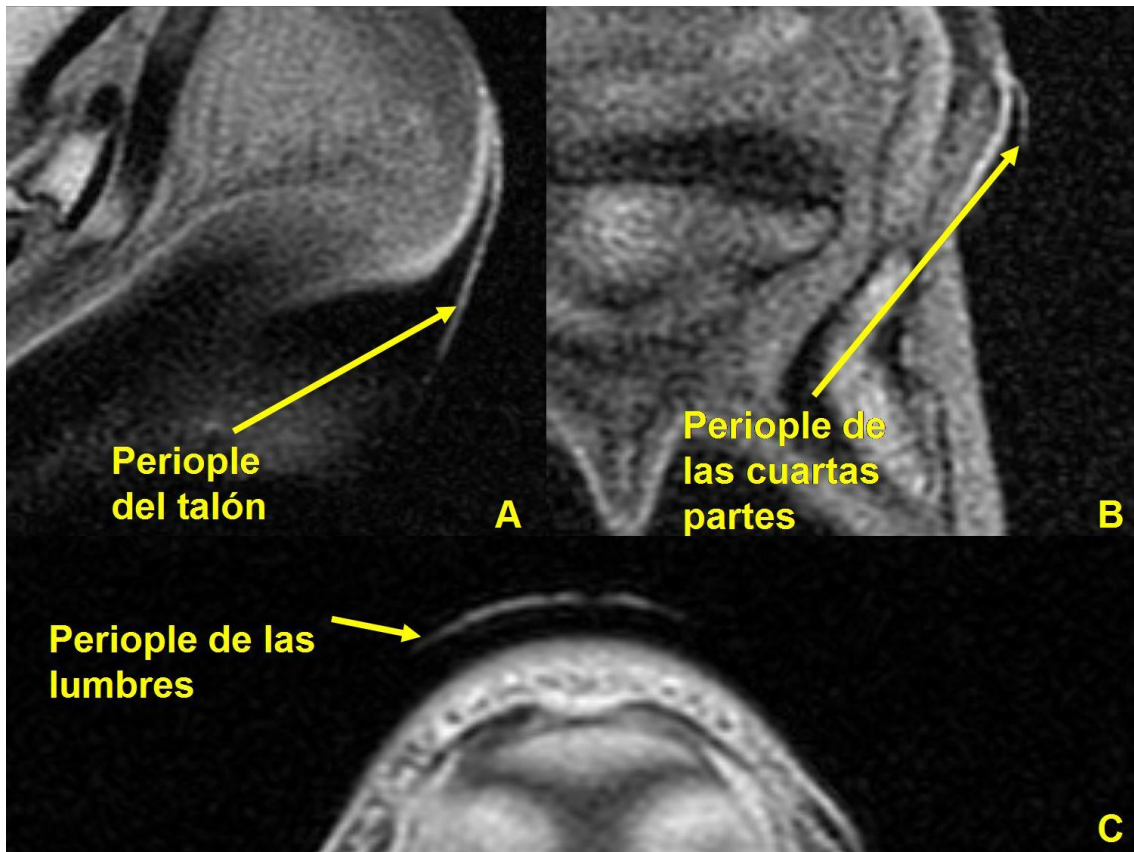


Figura 235. Imágenes potenciadas en T1 SE en las que se señala el periople del casco; en la imagen A se presenta un corte sagital a nivel de uno de los talones; en la imagen B se presenta un corte coronal a nivel del hueso navicular; en la imagen C se presenta un corte transversal a la altura del tercio proximal de las lumbres.



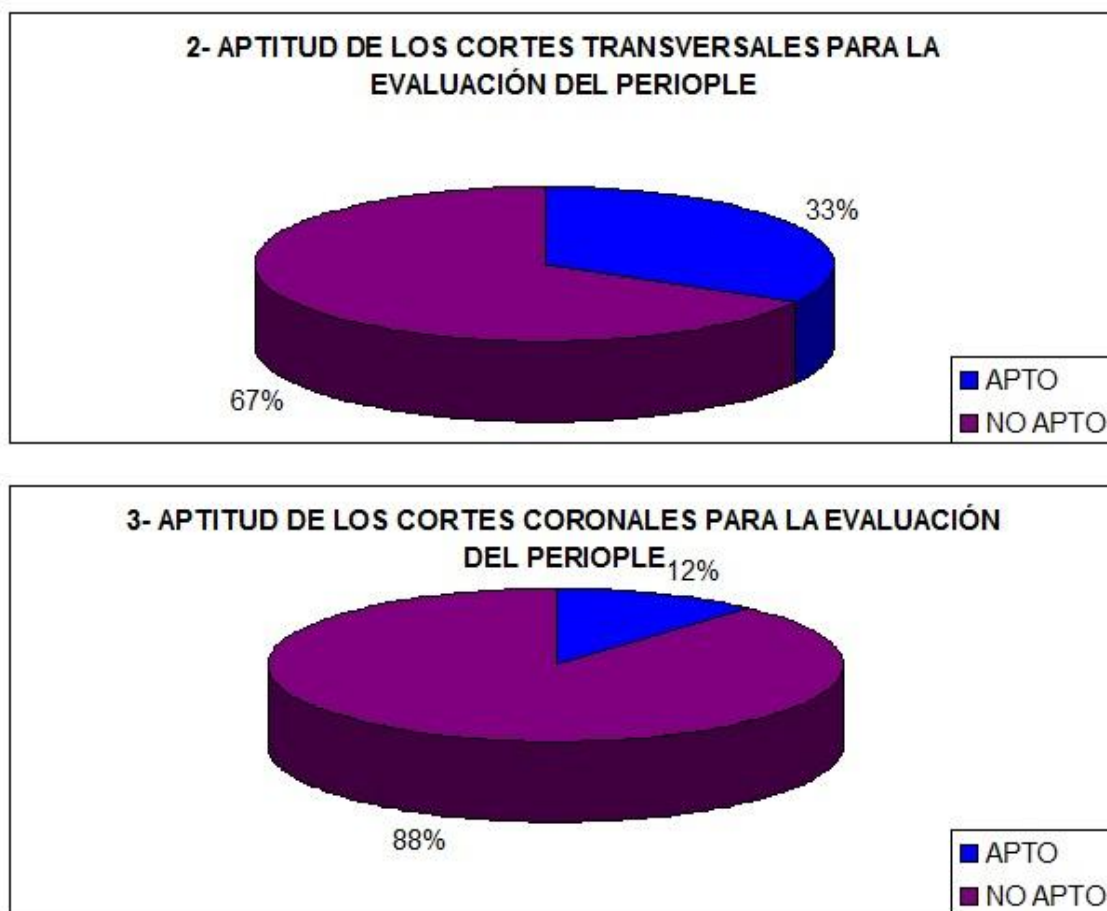


Figura 236. Gráficos en los que se representa el porcentaje de imágenes aptas, del total estudiado, según el plano de corte. En el gráfico 1, se representa para el plano sagital, en el 2 para el transversal y en el 3 para el coronal.

5.1.2.1.A. IMÁGENES POTENCIADAS EN T1 SE DEL PERIOPLE

En esta potenciación, el periole se visualiza tal y como se ha descrito de forma general para las cuatro potenciaciones (Figura 234 y Figura 235), pero con un tono de gris, un contraste y una relación de señal en comparación con otros tejidos, característicos de T1 SE y que iremos describiendo con las tablas y gráficos de resultados. El periole presenta un menor tono de gris que el corion perióplico, que lo limita proximalmente, y que el corion coronario, contiguo a este último; esto se puede observar tanto en animales sanos como en adultos afectados de infosura y, sólo en ocasiones, dependiendo del plano, lugar de corte y grado de artefacto de volumen parcial, puede que el corion perióplico presente un tono de gris similar al periole pero, como decimos, lo habitual, sobre todo en los cortes sagitales en la zona de las lumbres y en los coronales en la zona de las cuartas partes, es observar el periole con un tono de gris menor que el corion perióplico (Figura 237).

En los animales con infosura, en las imágenes sagitales, se observa la desviación en la dirección del periople de las lumbres, en correspondencia con la rotación del tejuelo que se produce en este proceso (Figura 237, imagen C).

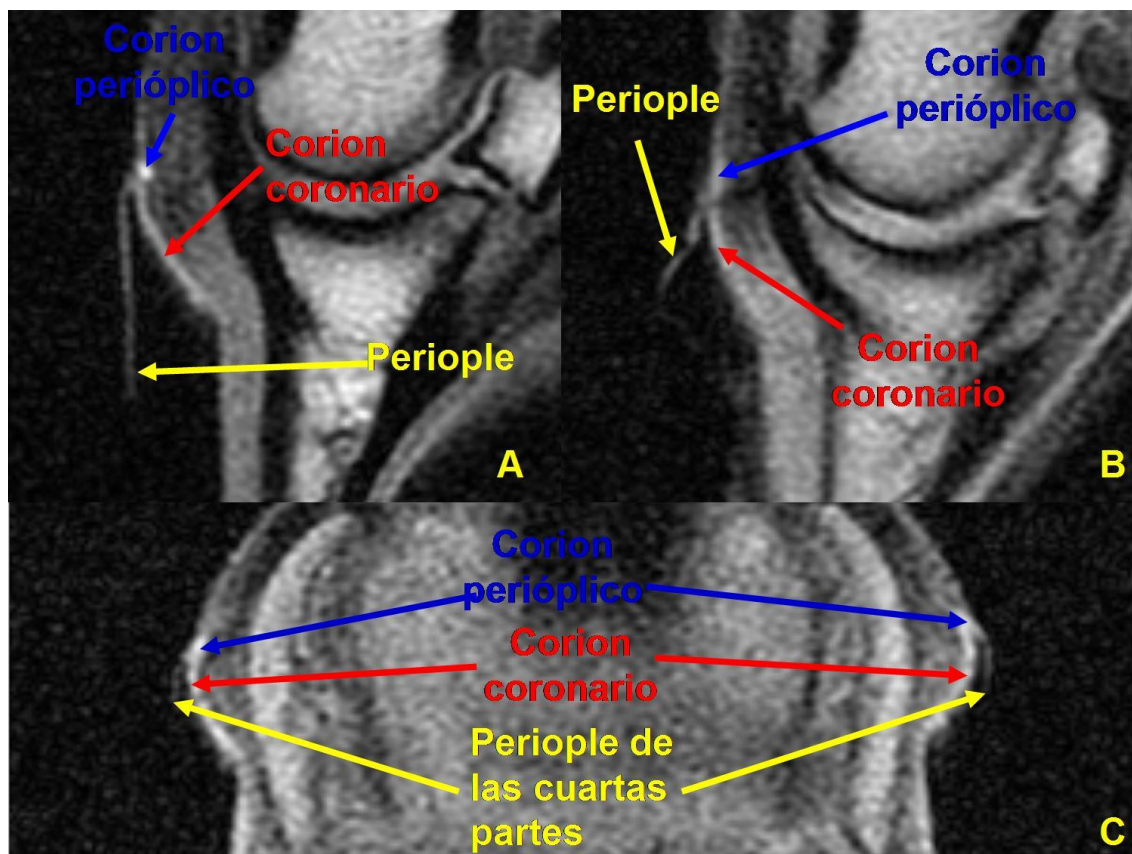


Figura 237. Imágenes potenciadas en T1 SE en las que se señala el periople, el corion perióptico y el corion coronario en diferentes cortes: la imagen A se trata de un corte sagital de un animal sano, la imagen B se trata de un corte sagital de un animal con infosura crónica y la imagen C es un corte coronal de un animal sano.

En casi todas las imágenes no aptas, sí se llega a observar el comienzo del periople naciendo del corion perióptico, pero su entidad no permite su aislamiento y valoración mediante el programa Osiris ®, con lo que, en la práctica, las consideraremos no aptas y, por lo tanto, las incluiremos en aquellos estudios en que el periople no se pudo identificar; esto ocurre con mayor frecuencia en los estudios con FOV 256.

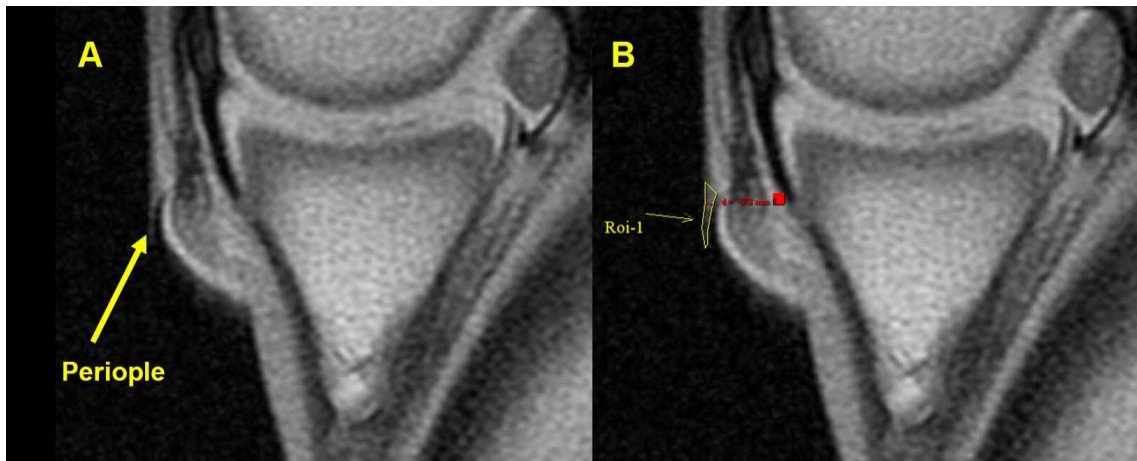


Figura 238. Imagen de un corte sagital, potenciado en T1 SE, del casco de un neonato: en la imagen A se señala el periople; en la imagen B se delimita su área como “*region of interest*” (Roi) y se señala su grosor (en rojo) con la herramienta *Line Calipiter* de Osiris 4.19®.

La frecuencia con que las diferentes series estudiadas en esta potenciación fueron aptas para la valoración del periople se representa gráficamente en la Figura 239.

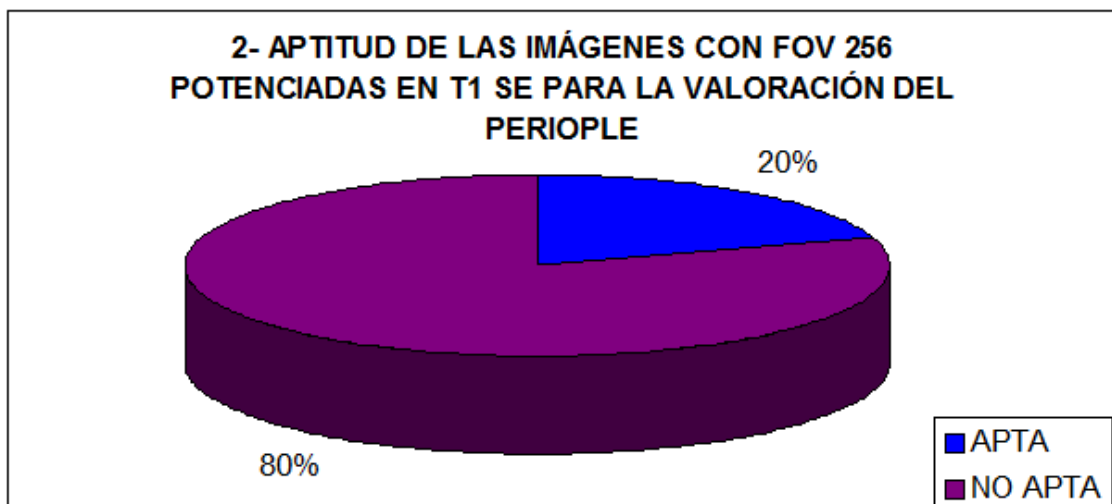




Figura 239. Representación gráfica de la aptitud para la valoración del periofle, de las imágenes potenciadas en T1 SE; en la gráfica 1 se representa la frecuencia en su conjunto, en la gráfica 2 para el grupo de imágenes con FOV 256 y en la gráfica 3 para el grupo de imágenes con FOV 512.

En esta estructura, las imágenes a valorar las hemos agrupado, además de en función de su FOV, en función de la madurez de los animales, considerando maduros a los mayores de 5 años y agrupando los menores de 3 meses en un único grupo, incluidos los neonatos, y considerando también, dentro del grupo de los adultos, si padecían infosura o no. De esta manera, hemos obtenido los siguientes grupos: imágenes con FOV 256 de animales inmaduros sanos, imágenes con FOV 256 de adultos sanos, imágenes con FOV 256 de adultos con infosura, imágenes con FOV 512 de animales inmaduros sanos, imágenes con FOV 512 de adultos sanos e imágenes con FOV 512 de adultos con infosura. Tomando como base estos grupos, los resultados se exponen en forma de tabla en la Figura 240.

1- INMADUROS SIN LESIÓN FOV 256 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	1	12,36	NP	12,36	12,36	12,36	NP	NP	NP
GRIS PRINCIPAL	1	4,50	NP	4,5	4,5	4,5	NP	NP	NP
GRIS SECUNDARIO	1	2,50	NP	2,5	2,5	2,5	NP	NP	NP
HETEROGENEIDAD	1	2,00	NP	2	2	2	NP	NP	NP
GROSOR	1	1,40	NP	1,4	1,4	1,4	NP	NP	NP
DIÁMETRO DEL GRANO *	1	1,25	NP	1,25	1,25	1,25	NP	NP	NP

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del	Valor superior del

				intervalo de confianza	intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	NP	NP
GR	1	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	NP	NP
TOTAL	1	100,00%	100,00%		

2- MADUROS SIN LESIÓN FOV 256 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	7	95,90	50,34	47,21	195,27	47,21	37,29	58,61	133,19
GRIS PRINCIPAL	7	4,14	1,11	2	5,5	4,5	0,82	3,32	4,96
GRIS SECUNDARIO	7	2,57	1,17	1	4,5	2,5	0,87	1,70	3,44
HETEROGENEIDAD	7	1,29	0,49	1	2	1	0,36	0,93	1,65
GROSOR	7	2,30	NeuN	2,3	2,3	2,3	NP	NP	NP
DIÁMETRO DEL GRANO *	7	1,71	0,17	1,5	2	1,75	0,13	1,58	1,84

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	NP	NP
GR	7	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	NP	NP
TOTAL	7	100,00%	100,00%		

3-MADUROS CON INFOSURA FOV 256 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	3	81,23	35,97	52,77	121,66	52,77	40,71	40,52	121,93
GRIS PRINCIPAL	3	6,17	5,51	2,5	12,5	2,5	6,24	-0,07	12,41
GRIS SECUNDARIO	3	3,50	1,73	2,5	5,5	2,5	1,96	1,54	5,46
HETEROGENEIDAD	3	1,33	0,58	1	2	1	0,66	0,67	1,99
GROSOR	3	1,93	0,64	1,2	2,3	2,3	0,72	1,21	2,65
DIÁMETRO DEL GRANO *	3	1,33	0,29	1	1,5	1,5	0,33	1,00	1,66

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	NP	NP
GR	3	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	NP	NP
TOTAL	3	100,00%	100,00%		

4- INMADUROS SIN LESIÓN FOV 512 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	1	49,49	NeuN	49,49	49,49	49,49	NP	NP	NP
GRIS PRINCIPAL	1	5,50	NeuN	5,5	5,5	5,5	NP	NP	NP
GRIS SECUNDARIO	1	2,50	NeuN	2,5	2,5	2,5	NP	NP	NP
HETEROGENEIDAD	1	2,00	NeuN	2	2	2	NP	NP	NP
GROSOR	1	0,80	NeuN	0,8	0,8	0,8	NP	NP	NP
DIÁMETRO DEL GRANO *	1	0,75	NeuN	0,75	0,75	0,75	NP	NP	NP

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG		0,00%	0,00%	NP	NP
GR		100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA		0,00%	100,00%	NP	NP
TOTAL		100,00%	100,00%		

5- MADUROS SIN LESIÓN FOV 512 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	9	170,04	75,39	19,94	265,17	19,94	49,25	120,79	219,29
GRIS PRINCIPAL	9	6,50	2,35	2,5	10,5	5,5	1,54	4,96	8,04
GRIS SECUNDARIO	9	2,72	0,44	2,5	3,5	2,5	0,29	2,43	3,01
HETEROGENEIDAD	9	1,78	0,44	1	2	2	0,29	1,49	2,07
GROSOR	9	1,34	0,33	0,9	1,8	1,4	0,22	1,12	1,56

DIÁMETRO DEL GRANO *	9	1,36	0,28	1	1,75	1,25	0,18	1,18	1,55
----------------------	---	------	------	---	------	------	------	------	------

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG		0,00%	0,00%	NP	NP
GR		100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA		0,00%	100,00%	NP	NP
TOTAL		100,00%	100,00%		

6- MADUROS CON INFOSURA FOV 512 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	5	293,13	104,32	173,32	457,27	173,32	91,44	201,69	384,57
GRIS PRINCIPAL	5	8,70	2,68	5,5	11,5	7,5	2,35	6,35	11,05
GRIS SECUNDARIO	5	3,90	2,19	2,5	7,5	2,5	1,92	1,98	5,82
HETEROGENEIDAD	5	2,00	0,00	2	2	2	NP	NP	NP
GROSOR	5	1,40	0,35	0,9	1,9	1,4	0,31	1,09	1,71
DIÁMETRO DEL GRANO *	5	1,30	0,27	1	1,75	1,25	0,24	1,06	1,54

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG		0,00%	0,00%	NP	NP
GR		100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA		0,00%	100,00%	NP	NP
TOTAL		100,00%	100,00%		

Figura 240. Tablas con los resultados del periole, para los distintos parámetros estudiados, en las imágenes potenciadas en T1 SE; DS representa la desviación estándar, Min. el valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR textura granular, ALG textura algodonosa, IS intensidad de señal y NP representa “no procede” (por ser el valor de la DS igual a 0). Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$).

Visto todo lo expuesto hasta aquí y teniendo en cuenta los valores del grosor de corte y el espacio entre los mismos, tal y como están señalados en el apartado de material y métodos, la **IRM del periole en T1**, obtenida mediante la secuencia de

pulsos convencional SE, se puede describir para cada grupo de animales estudiado, utilizando los parámetros analizados en este trabajo, de la forma que se expone a continuación:

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 256:

Animales inmaduros sin lesión. Se trata de una estructura con un valor de IS media de en torno a 12 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 4,5 y uno secundario de 2,5. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,25mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,4mm.

Animales maduros sin lesión. Presentaban un valor de IS media de en torno a 96 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 4,14 y uno secundario de 2,57. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,29, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,71mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 2,3mm.

Animales maduros con infosura. Presentaban un valor de IS media de en torno a 81 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 6,17 y uno secundario de 3,5. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,33, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,33mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,93mm.

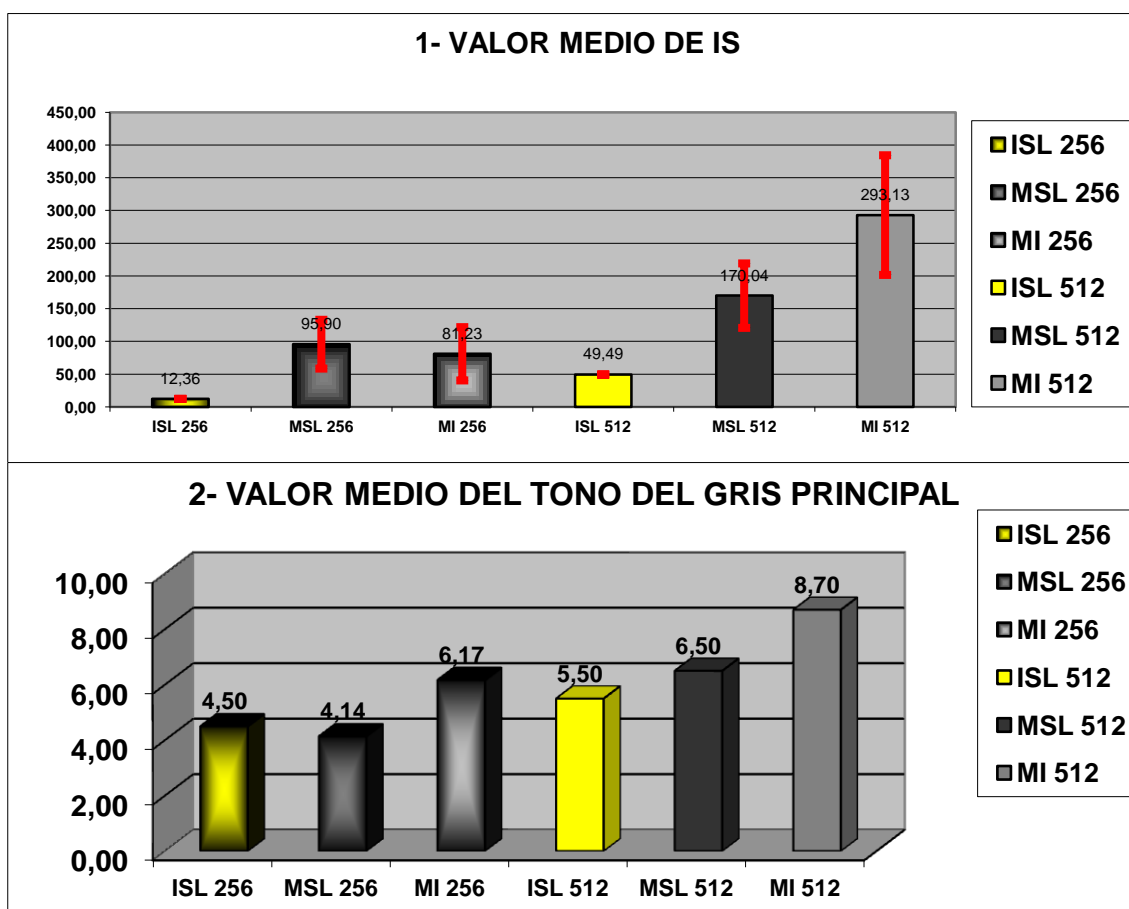
Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 512:

Animales inmaduros sin lesión. Presentaban un valor de IS media de en torno a 50 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 5,5 y uno secundario de 2,5. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 0,75mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 0,8mm.

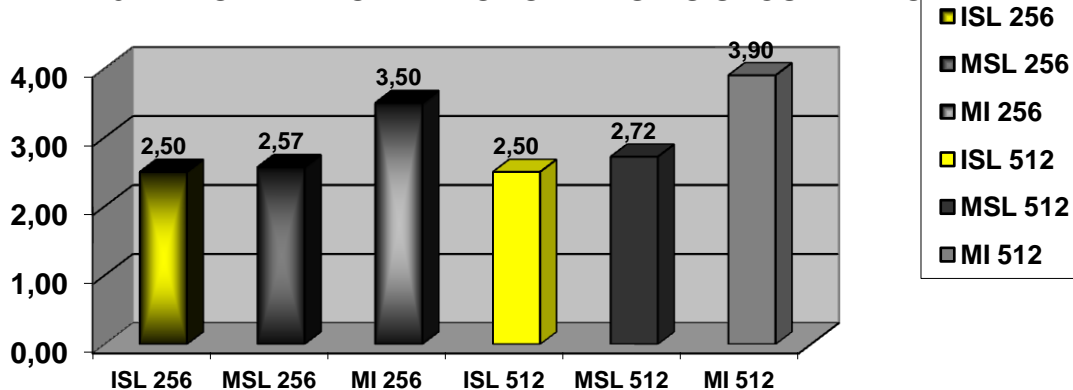
Animales maduros sin lesión. Presentaban un valor de IS media de en torno a 170 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 6,5 y un secundario de 2,72. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,78, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,36mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,34mm.

Animales maduros con infosura. La IS media fue de en torno a 293 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 8,7 y el secundario de 3,9. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,3mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 1,4mm.

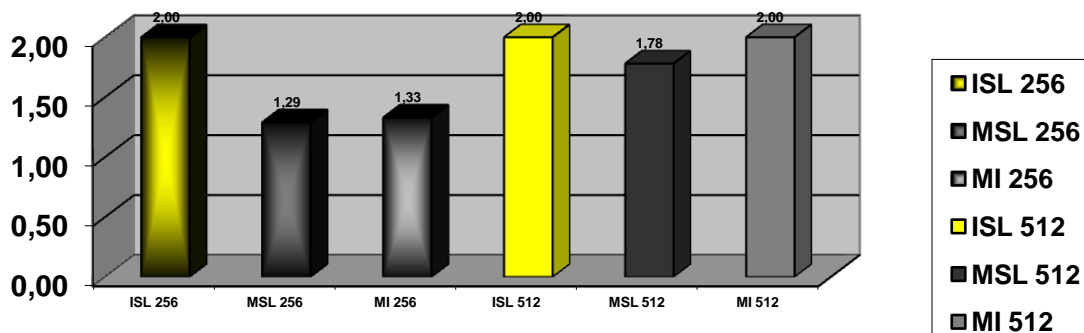
A continuación se exponen los valores medios de los resultados, de los parámetros estudiados, de forma gráfica en la Figura 240.



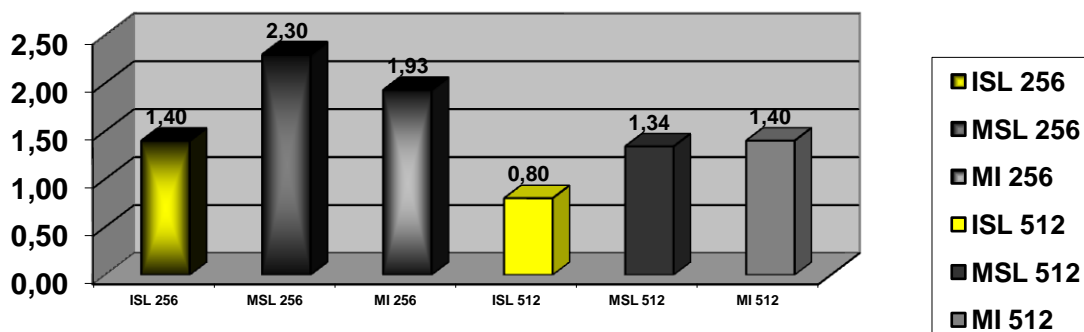
3- VALOR MEDIO DEL TONO DEL GRIS SECUNDARIO



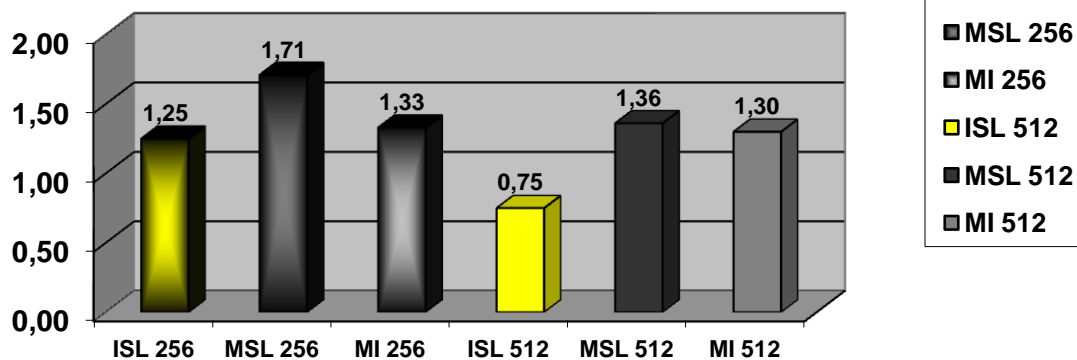
4- HETEROGENEIDAD MEDIA



5- GROSOR MEDIO



6- DIÁMETRO MEDIO DEL GRANO



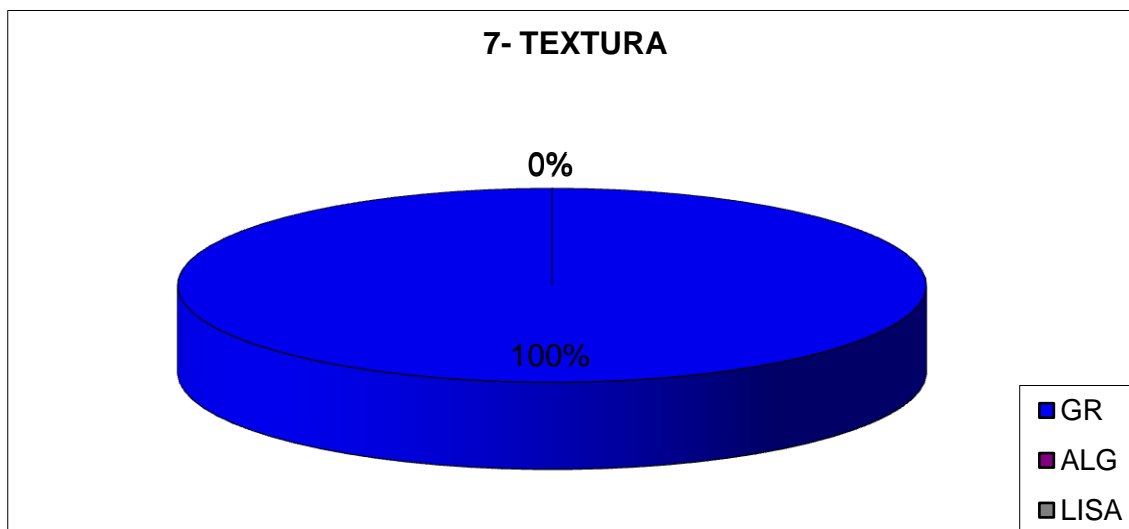


Figura 241. Representación gráfica de la comparación de las medias de los resultados obtenidos en los distintos parámetros estudiados, a partir de las imágenes potenciadas en T1 SE, en función del grupo al que pertenecen; en la gráfica 1 se representa los intervalos de confianza para cada media; GR representa la textura granular, ALG textura algodonosa, IS intensidad de señal. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ISL 256 (inmaduros sin lesión con FOV 256); MSL 256 (maduros sin lesión con FOV 256); MI 256 (maduros con infosura con FOV 256); ISL 512 (inmaduros sin lesión con FOV 512); MSL 512 (maduros sin lesión con FOV 512); MI 512 (maduros con infosura con FOV 512).

Si observamos la gráfica 1 de la Figura 241 vemos que los animales inmaduros tienen mucha menor IS proveniente del periople que los adultos. Si comparamos las de menor matriz con las de mayor matriz, vemos que los animales con infosura presentan mucha mayor IS que los sanos en las imágenes de mayor matriz y resolución, mientras que en las imágenes de menor resolución no hallamos casi diferencia entre unos y otros, aunque la mayor cifra se da en los adultos sanos.

Es difícil entrar a valorar los resultados de IS expuestos en la gráfica 1 de la Figura 241, ya que, para empezar, los datos de los animales inmaduros provienen de una sola observación, con lo que carece de representatividad estadística; además, el resto de grupos está formado por un número de observaciones relativamente escaso, sobre todo el grupo de maduros con infosura, lo que se puede ver reflejado en la amplitud de los intervalos de confianza, con lo que también se limita mucho la interpretación de los resultados.

En cuanto a los tonos de gris (gráficas 2 y 3 de la Figura 241) se obtuvo un resultado en las imágenes con FOV 512, tanto en cuanto al gris principal como al

secundario, acorde con el resultado de las IS, es decir, el gris principal, que poseía un tono superior al doble del correspondiente al gris secundario en cada uno de los grupos, era mayor en el grupo de adultos con infosura y menor en el grupo de inmaduros, situándose en posición intermedia el grupo de adultos sanos; el gris secundario, de la misma forma, seguía esta misma relación de intensidades para los tres grupos. Las imágenes con FOV 256 tenían un tono de gris primario más elevado en los adultos con infosura, y no seguía el patrón visto en la IS; el gris secundario, que era también menor al primario, tenía unos valores de tono de gris y unas relaciones entre ellos muy similares a los obtenidos para las imágenes con FOV 512.

La heterogeneidad (gráfica 4, Figura 241) se mostró muy similar en todos los grupos de imágenes con FOV 512, aunque un poco menor en el grupo de adultos sanos. En las imágenes con FOV 256, los inmaduros sin lesión tuvieron también una heterogeneidad similar a los inmaduros sanos con mayor matriz; sin embargo, los adultos, tanto con infosura como sanos, presentaron mayor homogeneidad a la observación.

El grosor medio (gráfica 5, Figura 241) en general, es mayor en los grupos de imágenes con FOV 256 y, dentro de estos, es menor en los animales inmaduros que en los maduros, y mayor en los adultos sanos que en los afectados de infosura. En los grupos con imágenes con FOV 512, nuevamente, los animales inmaduros poseen un menor grosor y, dentro de los maduros, el grosor es muy similar, aunque ligeramente mayor en los animales con infosura.

La textura (gráfica 7, Figura 241) se clasificó como granular en el 100% de los casos, y el diámetro medio del grano (gráfica 6, Figura 241) siguió un patrón de grosores entre grupos que reproducía fielmente el observado para el grosor del periople; además, dicho grosor superaba, en todos los grupos excepto en el de adultos sanos con FOV 512, al diámetro medio del grano; en los sanos con FOV 512, el valor del diámetro era superior, aunque por muy poco, al grosor medio.

5.1.2.1.B. IMÁGENES POTENCIADAS EN DP SE DEL PERIOPLE

Su descripción y localización no difiere, para esta potenciación, de la expuesta para las imágenes potenciadas en T1 SE; sin embargo, aunque en general en nuestro estudio, las imágenes potenciadas en DP SE presentaban una calidad, al menos similar o

incluso superior en ocasiones, a las potenciadas en T1 SE, el periople en concreto se observa como una estructura con sus límites algo peor definidos que en la anterior potenciación estudiada; debido a esto, y ante la difuminación de su periferia, la mayoría de las veces, el área seleccionada para abarcar el periople, en las imágenes potenciadas en DP SE, era superior a la seleccionada en las imágenes de cortes idénticos potenciados en T1 SE.

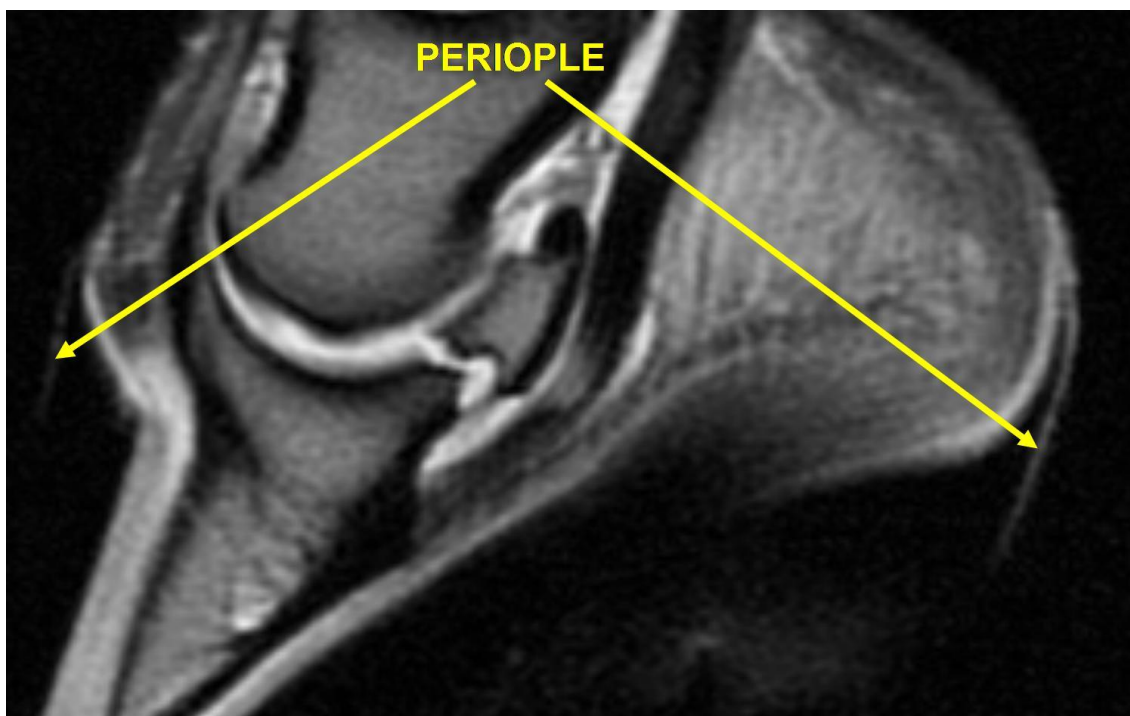


Figura 242. Imagen de un corte sagital, de un animal maduro sano, potenciada en DP SE. Se señala el periople de la parte dorsal y de la parte volar.

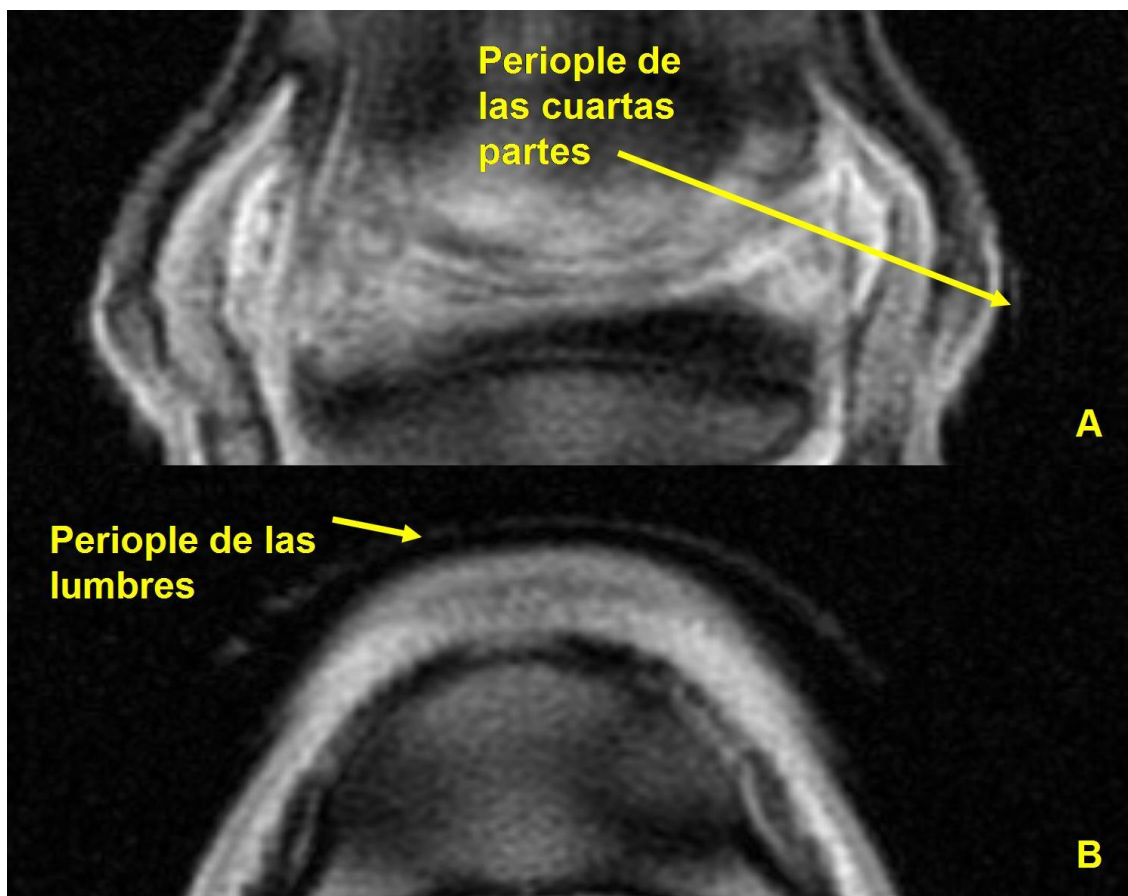


Figura 243. Cortes coronal (imagen A) y transversal (imagen B) del casco de un animal maduro y sano, potenciados en DP SE, en los que se señala el periople.

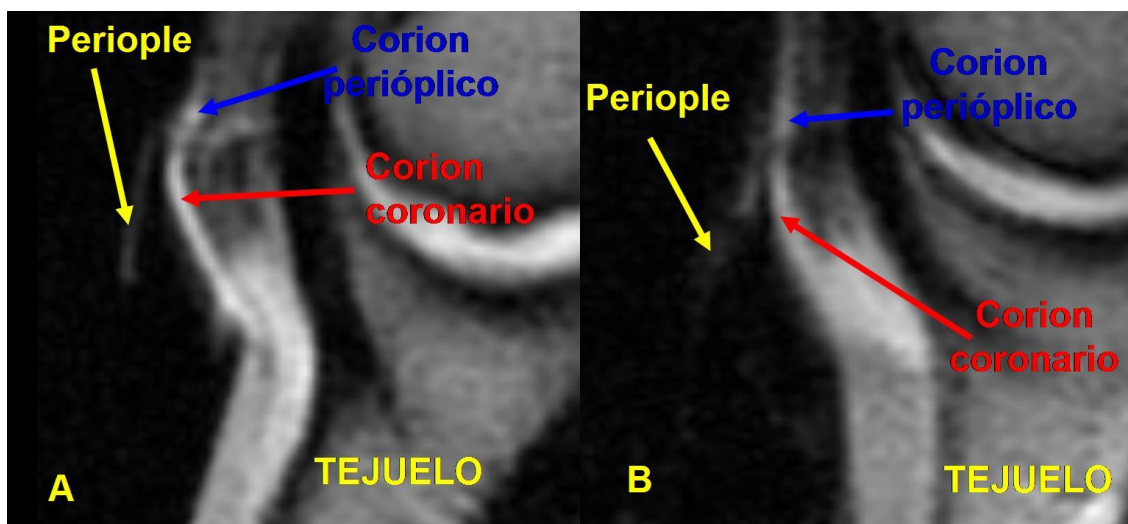


Figura 244. Cortes sagitales de la parte dorsal y proximal del casco de dos animales adultos, uno sano (imagen A) y otro afectado de infosura (imagen B). Puede observarse como en la imagen B el tejuelo se encuentra rotado si se compara con la imagen A, aumentando el ángulo existente entre el periople y la superficie dorsal de la tercera falange.

También en esta potenciación, podemos observar que el periople presenta un menor tono de gris que el corion periópico o el coronario, lo que comúnmente se describe como hipointenso en relación con esas estructuras (Figura 244).

En esta potenciación, no hemos obtenido series de imágenes con un FOV 256, por lo que todos los resultados se referirán a imágenes con FOV 512. La frecuencia con la que las series estudiadas fueron aptas, es decir, tuvieron al menos una imagen apta para la valoración de esta estructura, se exponen a continuación de forma gráfica (Figura 245).



Figura 245. Representación gráfica de la aptitud de las imágenes potenciadas en DP SE para la valoración del periople.

Los resultados de los parámetros estudiados para el periople en esta potenciación se exponen tabulados a continuación.

1- INMADUROS SIN LESIÓN FOV 512 DP SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	1	68,72	NP	68,72	68,72	68,72	NP	NP	NP
GRIS PRINCIPAL	1	5,50	NP	5,5	5,5	5,5	NP	NP	NP
GRIS SECUNDARIO	1	1,50	NP	1,5	1,5	1,5	NP	NP	NP
HETEROGENEIDAD	1	1,00	NP	1	1	1	NP	NP	NP
GROSOR	1	0,50	NP	0,5	0,5	0,5	NP	NP	NP
DIÁMETRO DEL GRANO *	1	0,75	NP	0,75	0,75	0,75	NP	NP	NP

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	1	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	1	100,00%	100,00%		

2- MADUROS SIN LESIÓN FOV 512 DP SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	8	156,82	60,20	92,43	255,86	92,43	41,72	115,10	198,54
GRIS PRINCIPAL	8	3,25	1,83	1,5	7,5	2,5	1,27	1,98	4,52
GRIS SECUNDARIO	8	1,88	0,74	1,5	3,5	1,5	0,51	1,37	2,39
HETEROGENEIDAD	8	1,50	0,53	1	2	1	0,37	1,13	1,87
GROSOR	8	1,43	0,17	1,2	1,8	1,4	0,12	1,31	1,55
DIÁMETRO DEL GRANO *	8	1,34	0,19	1,25	1,75	1,25	0,13	1,21	1,47

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	8	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	8	100,00%	100,00%		

3- MADUROS CON INFOSURA FOV 512 DP SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	3	161,79	37,30	118,72	183,32	183,32	42,21	119,58	204,00
GRIS PRINCIPAL	3	3,83	1,15	2,5	4,5	4,5	1,30	2,53	5,13
GRIS SECUNDARIO	3	1,50	0,00	1,5	1,5	1,5	NP	NP	NP
HETEROGENEIDAD	3	1,00	0,00	1	1	1	NP	NP	NP
GROSOR	3	1,40	0,00	1,4	1,4	1,4	NP	NP	NP
DIÁMETRO DEL GRANO *	3	1,50	0,43	1	1,75	1,75	0,49	1,01	1,99

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	3	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	3	100,00%	100,00%		

Figura 246. Tablas con los resultados del periofle, para los distintos parámetros estudiados, en las imágenes potenciadas en DP SE; DS representa la desviación estándar, Min. el valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR textura granular, ALG textura algodonosa, IS intensidad de señal y NP representa “no procede” (por ser el valor de la DS igual a 0). Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$).

Visto todo lo expuesto hasta aquí y teniendo en cuenta los valores del grosor de corte y el espacio entre los mismos, tal y como están señalados en el apartado de material y métodos, la **IRM del periofle en DP**, obtenida mediante la secuencia de pulsos convencional SE, con un FOV 512, se puede describir para cada grupo de animales estudiado, utilizando los parámetros analizados en este trabajo, de la forma que se expone a continuación:

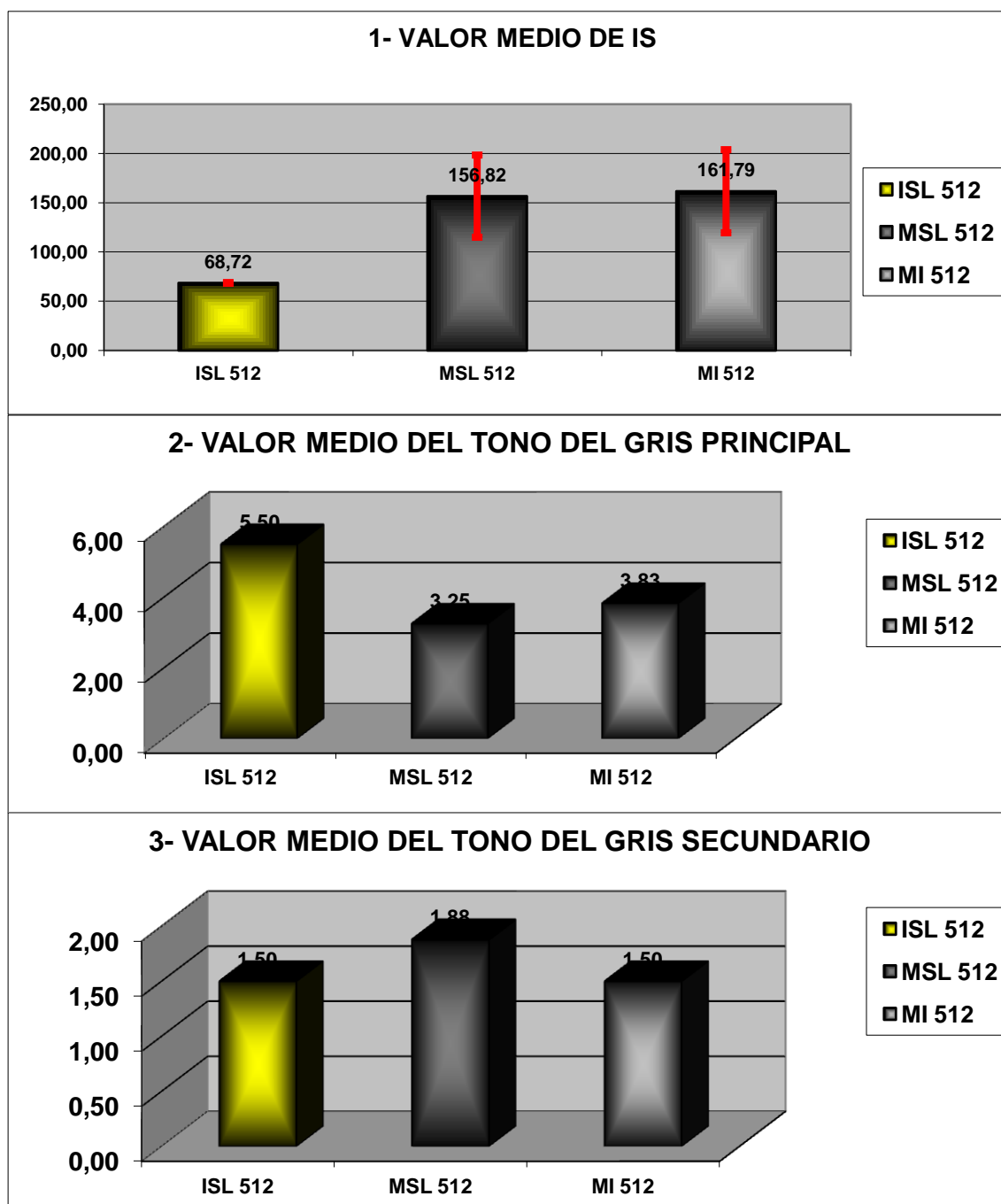
Animales inmaduros sin lesión. Presentaban un valor de IS media de en torno a 69 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 5,5 y uno secundario de 1,5. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 0,5mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 0,75mm.

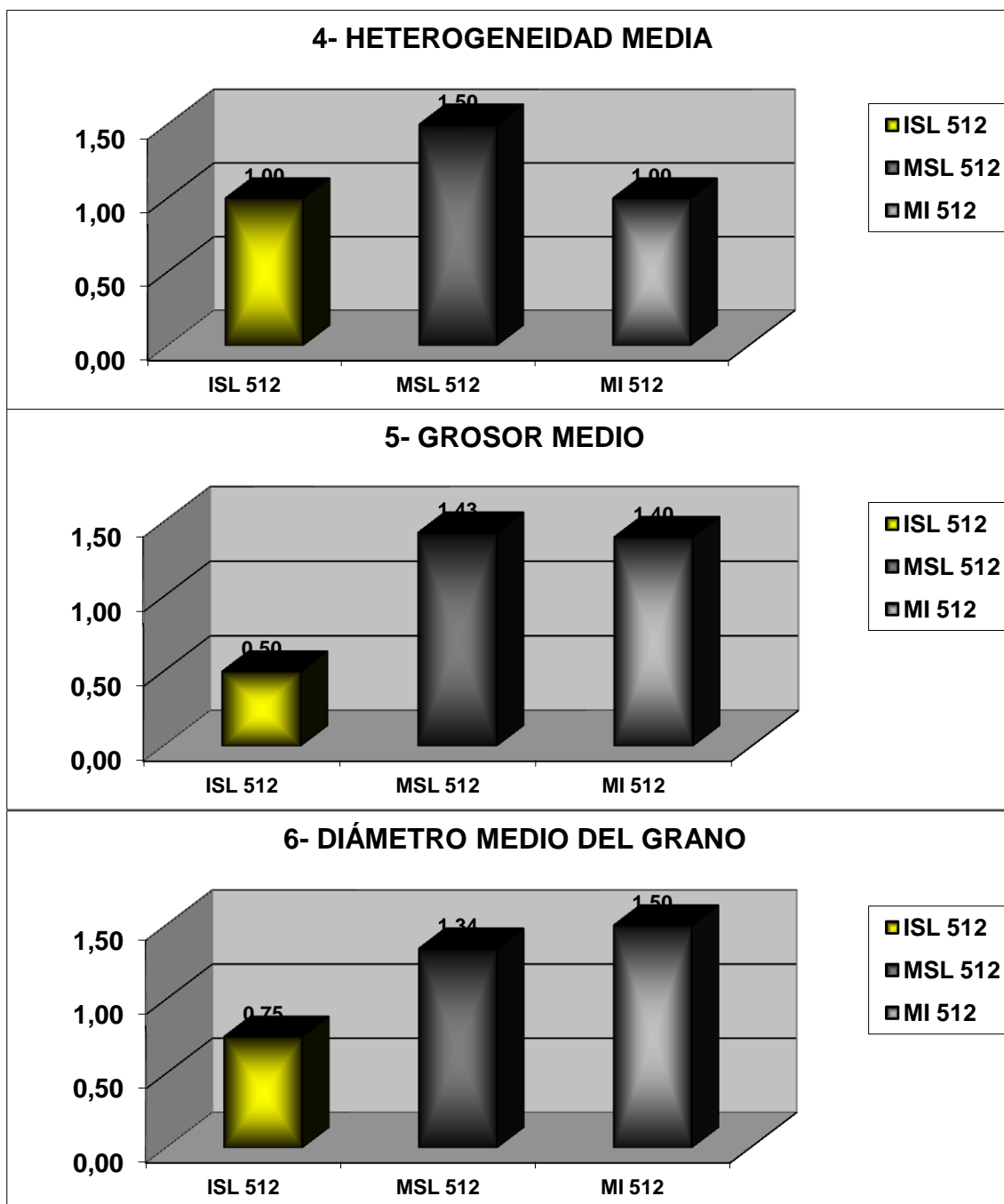
Animales maduros sin lesión. Presentaban un valor de IS media de en torno a 157 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 3,25 y uno secundario de 1,88. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,5, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,34mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,43mm.

Animales maduros con infosura. La IS media fue de en torno a 162 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 3,83 y el

secundario de 1,5. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,5mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 1,4mm.

Las medias de los resultados expuestos en las tablas de la Figura 246 se representan gráficamente a continuación.





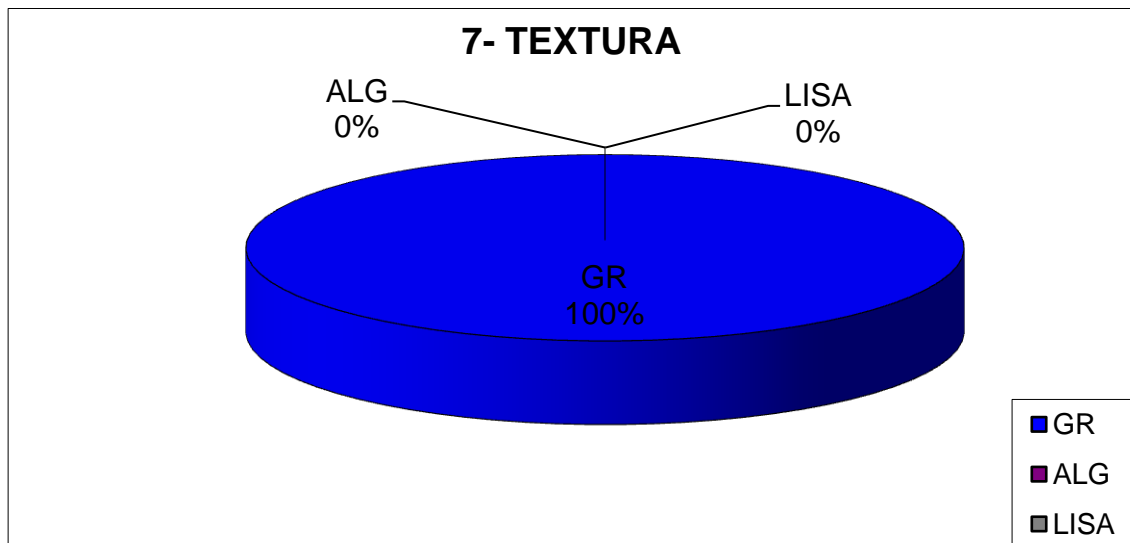


Figura 247. Representación gráfica de la comparación de las medias de los resultados obtenidos a partir de las imágenes potenciadas en DP SE, en los distintos parámetros estudiados, en función del grupo al que pertenecen; en la gráfica 1 se representan los intervalos de confianza para cada media; GR representa la textura granular, ALG textura algodonosa, IS intensidad de señal. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ISL 512 (inmaduros sin lesión con FOV 512); MSL 512 (maduros sin lesión con FOV 512); MI 512 (maduros con infosura con FOV 512).

Atendiendo a la IS (gráfica 1, Figura 247), observamos que los maduros afectados por la infosura superan ligeramente a los maduros sin lesión, aunque la diferencia es escasa, no como ocurría en la potenciación T1 SE en la que la diferencia era muy acusada (gráfica 1, Figura 241); por otro lado, los inmaduros sin lesión poseen mucha menor IS que los maduros en general.

Cuando observamos el tono de gris principal, existe una correspondencia entre las relaciones del valor medio de IS de los grupos de los animales maduros y las relaciones del tono de dicho gris para estos mismos grupos; sin embargo, mientras que para la IS el grupo de inmaduros era el que tenía menor valor, su tono de gris principal es manifiestamente mayor que el de los grupos de maduros. El gris secundario o minoritario tiene menor tono en todos los grupos pero, aunque algo mayor en el grupo de maduros sin lesión, tiene un valor aproximado en todos ellos. El grupo en el que hay un mayor contraste entre claros y oscuros es el de los inmaduros, y el que menor contraste presenta entre gris principal y secundario es el grupo de maduros sin lesión (gráficas 2 y 3 de la Figura 247).

Analizando el tono de gris secundario, se observa que, como ocurría en la mayor parte de los casos de las capas que calificábamos hiperintensas en la piel, el tono más claro es el que ocupa una mayor superficie, o lo que es lo mismo, el gris principal o mayoritario es más claro que el secundario o minoritario que, por definición, ocupa menos superficie.

La heterogeneidad (gráfica 4, Figura 247) es algo mayor en el grupo de maduros sin lesión, mientras que, en los inmaduros sin lesión y en los maduros con infosura, la señal es bastante homogénea y en torno a 1 en la escala que hemos diseñado.

El grosor medio es casi idéntico en los maduros, ya padezcan infosura o no, y mucho menor en el grupo de inmaduros.

El diámetro del grano (gráfica 6, Figura 247), al igual que ocurría en las capas de la piel y en las imágenes del periople potenciadas en T1 SE, parece seguir una correlación con el grosor de la estructura, aunque, en este caso, para los animales adultos, no sigue un patrón tan exacto como en la anterior potenciación.

La textura (gráfica 7, Figura 247), nuevamente, se clasificó como granular en todas las imágenes que fueron aptas para la valoración de esta estructura en DP SE.

5.1.2.1.C. IMÁGENES POTENCIADAS EN T2 SE DEL PERIOPLE

La capa de periople, en las imágenes potenciadas en T2 FSE, en principio, se visualiza como se ha descrito, de forma general, para todas las potenciaciones objeto de estudio en este trabajo, es decir, como una capa hiperintensa en relación con el aire y con la parte de la pared del casco que se sitúa bajo ella (Figura 248); sin embargo, la identificamos con mayor dificultad, ya que se observa mucho más distorsionada, con los límites peor definidos y con menor contraste respecto al aire y al resto del casco que en las imágenes potenciadas en T1 SE y DP SE. En esta potenciación, al contrario que en T1 SE y DP SE, el periople presenta un tono de gris que, a primera vista, no podemos diferenciar claramente del corion perióplico, casi podríamos decir que se puede calificar de isointenso respecto a él; sin embargo, en relación al corion coronario, aparece hipointenso, como ocurría en T1 SE y DP SE (Figura 248, Figura 249 y Figura 251). En la mayor parte de las imágenes potenciadas de forma diferente que se obtienen del mismo corte, es decir, las que llamamos de cortes idénticos con diferente potenciación, el periople se evalúa mucho peor en FSE T2 que en T1 SE o DP SE; además, se

discrimina menos superficie de periople en FSE T2 que en las otras dos potenciaciones (Figura 249 y Figura 250). En los animales inmaduros, potrillos y neonatos, no hemos obtenido ninguna imagen en que se pueda valorar esta estructura en esta potenciación.

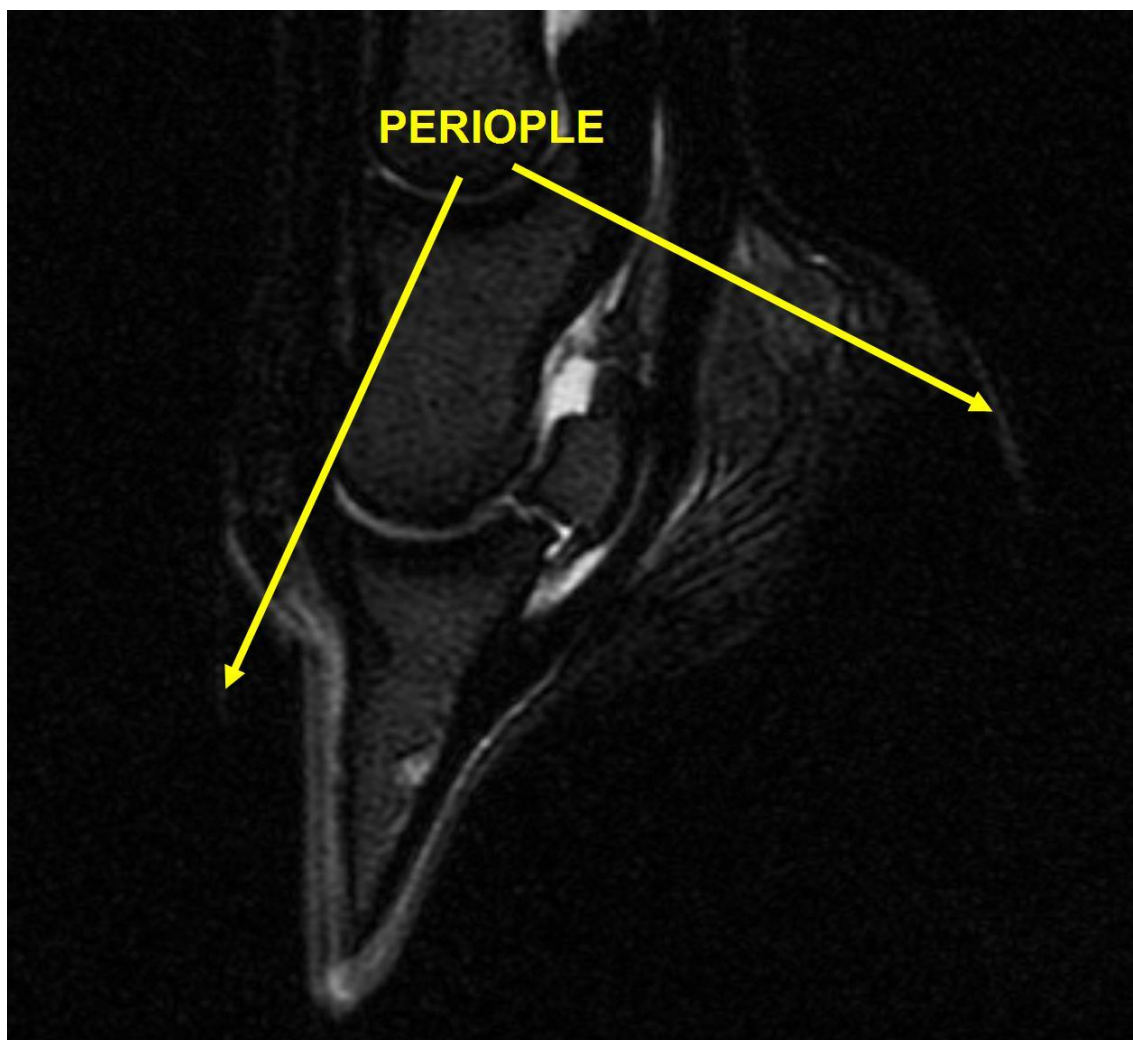


Figura 248. En esta figura, mostramos la imagen de un corte sagital del casco y parte distal de la cuartilla, de una extremidad posterior de un caballo adulto sin lesión (grupo de maduros sin infosura), potenciada en T2 FSE, en la que señalamos el periople en los aspectos dorsal y volar.

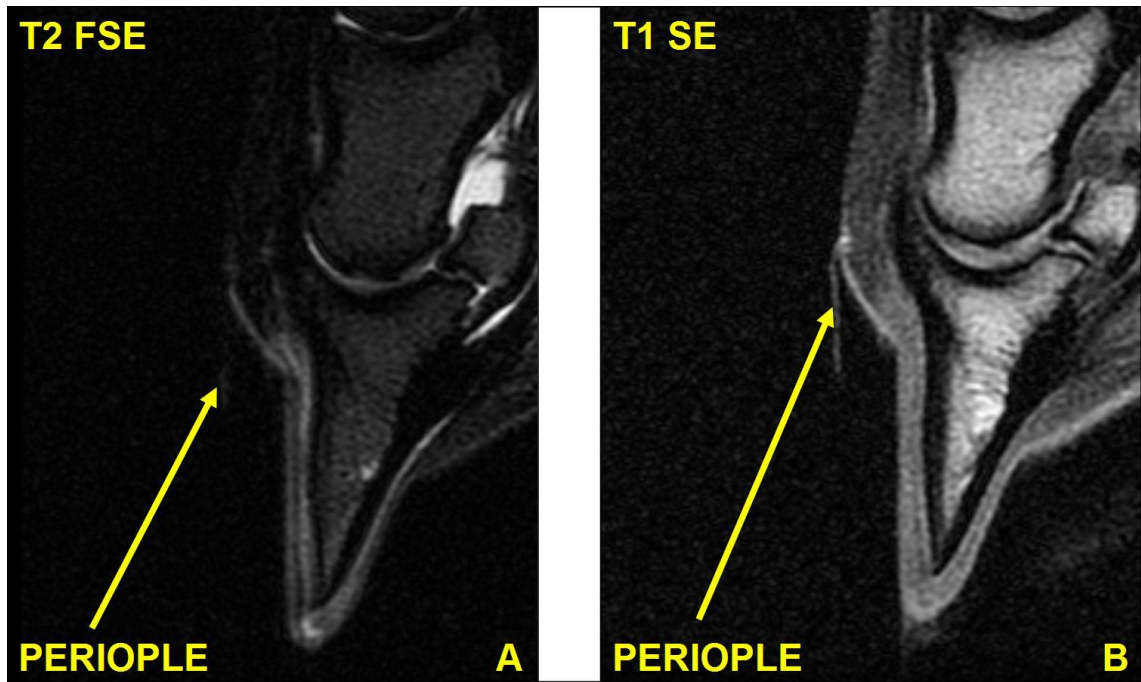


Figura 249. En esta figura, presentamos dos imágenes de cortes idénticos, en el plano sagital, de la mitad dorsal del casco de la extremidad posterior de un caballo adulto sin lesión: la imagen A está potenciada en T2 FSE y la imagen B está potenciada en T1 SE. Señalamos el periople de la zona de las lumbres en ambas imágenes.

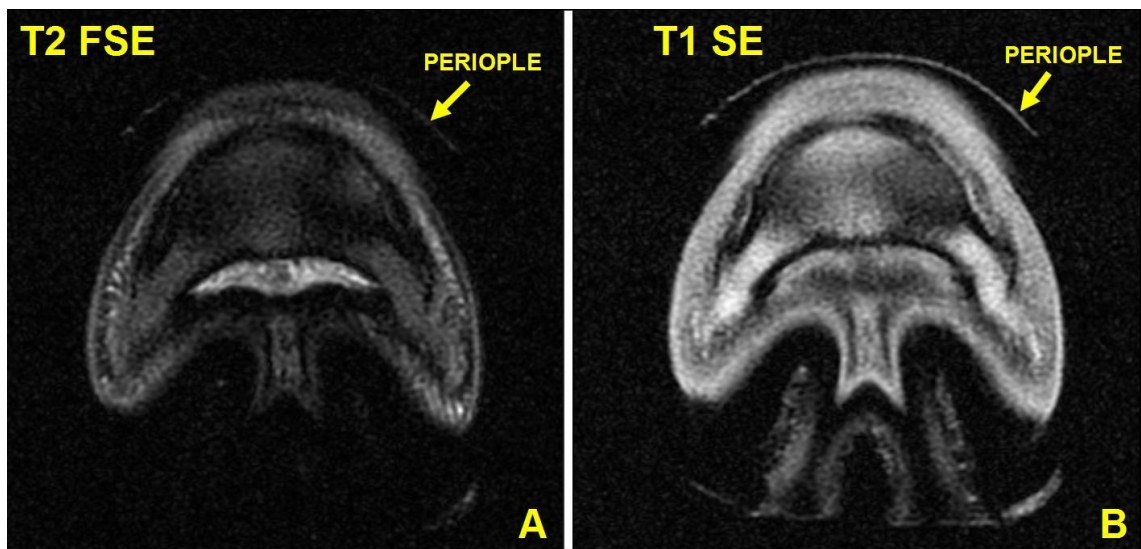


Figura 250. En esta figura, presentamos dos imágenes de cortes idénticos, en el plano transversal, del casco de la extremidad posterior de un caballo adulto sin lesión: la imagen A está potenciada en T2 FSE y la imagen B está potenciada en T1 SE. Señalamos el periople de la zona de las lumbres en ambas imágenes.

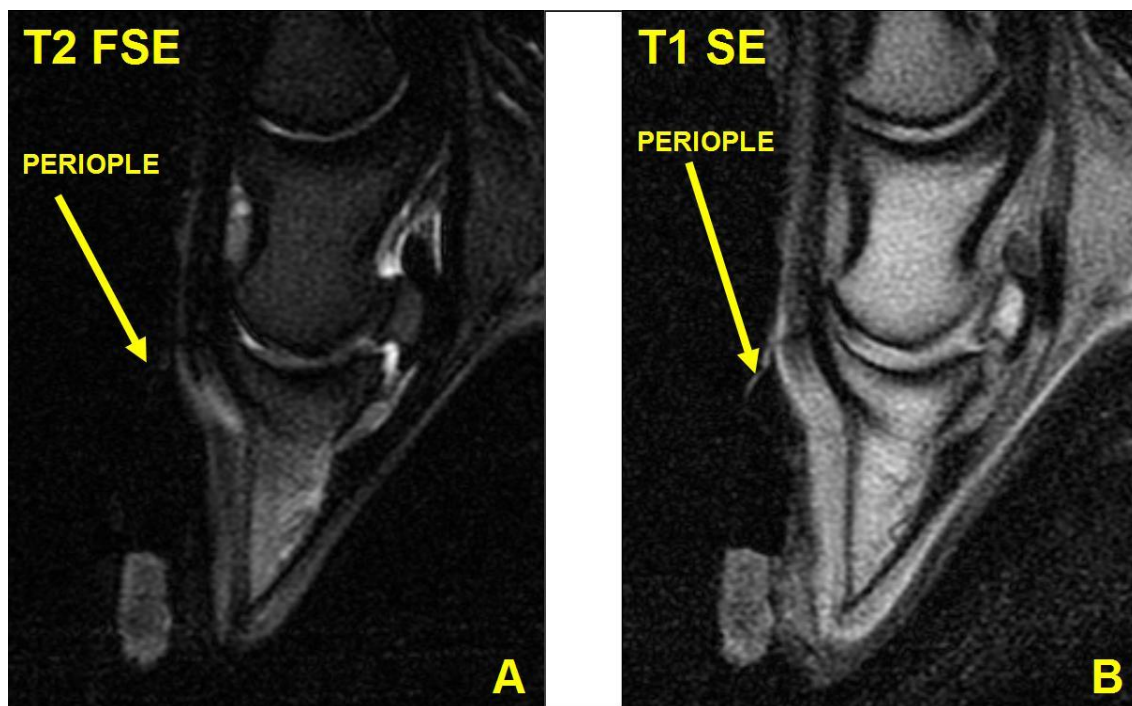


Figura 251. En esta figura, presentamos dos imágenes de cortes idénticos, en el plano sagital, del casco de la extremidad anterior de un caballo adulto con infosura crónica: la imagen A está potenciada en T2 FSE y la imagen B está potenciada en T1 SE. Señalamos el periople de la zona de las lumbres en ambas imágenes; se puede observar cómo éste se adapta a la concavidad de la superficie del resto de la pared del casco, típica de este proceso patológico.

La frecuencia con que las imágenes fueron aptas para la evaluación de esta estructura, en la potenciación T2 FSE en relación con la potenciación T1 SE, se expone de forma gráfica a continuación.



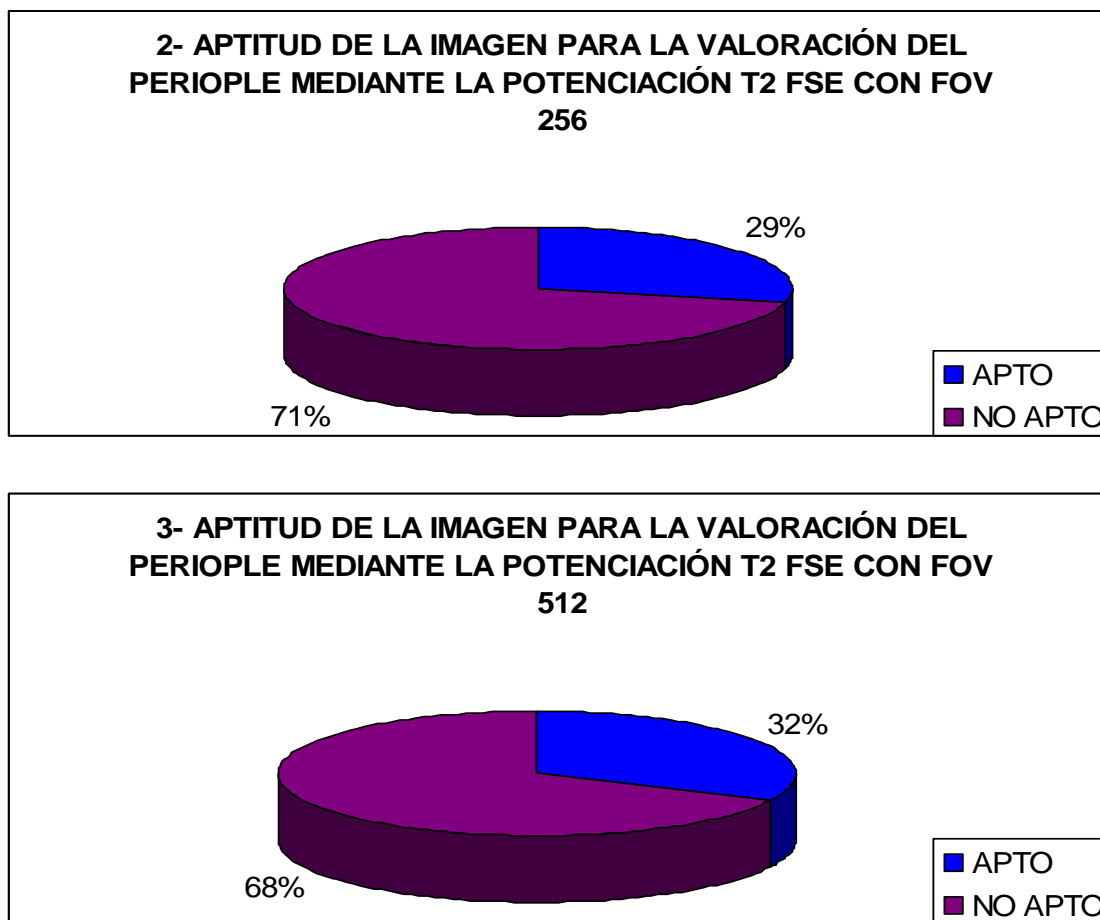


Figura 252. Representación gráfica de la aptitud de las imágenes potenciadas en T2 FSE para la identificación y valoración del periofle.

Vemos, en las gráficas de la Figura 252, que solamente en torno a un tercio de las imágenes aptas para la valoración del periofle, en la potenciación T1 SE, fueron aptas para el mismo fin en la potenciación T2 FSE.

Los resultados de los parámetros estudiados para el periofle en esta potenciación se exponen tabulados a continuación.

1- MADUROS CON INFOSURA FOV 256 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	2	63,29	14,08	53,33	73,24	53,33	19,51	43,78	82,80
GRIS PRINCIPAL	2	8,00	3,54	5,5	10,5	5,5	4,91	3,09	12,91
GRIS SECUNDARIO	2	1,50	0,00	1,5	1,5	1,5	NP	NP	NP
HETEROGENEIDAD	2	2,50	0,71	2	3	2	0,98	1,52	3,48

GROSOR	2	1,60	0,00	1,6	1,6	1,6	NP	NP	NP
DIÁMETRO DEL GRANO *	2	1,25	0,00	1,25	1,25	1,25	NP!	NP	NP!

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	2	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	2	100,00%	100,00%		

2- MADUROS SIN LESIÓN FOV 512 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	6	107,49	25,23	82,26	143,88	82,26	20,19	87,30	127,68
GRIS PRINCIPAL	6	3,25	1,89	1,5	6,5	2,5	1,51	1,74	4,76
GRIS SECUNDARIO	6	1,25	0,42	0,5	1,5	1,5	0,34	0,91	1,59
HETEROGENEIDAD	6	2,00	0,00	2	2	2	NP	NP	NP
GROSOR	6	1,32	0,20	0,9	1,4	1,4	0,16	1,16	1,48
DIÁMETRO DEL GRANO *	6	1,21	0,29	0,75	1,5	1,25	0,23	0,98	1,44

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	6	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	6	100,00%	100,00%		

3- MADUROS CON INFOSURA FOV 512 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	4	100,84	20,84	70,14	116,53	70,14	20,42	80,42	121,26
GRIS PRINCIPAL	4	3,00	0,58	2,5	3,5	2,5	0,57	2,43	3,57
GRIS SECUNDARIO	4	1,00	0,58	0,5	1,5	0,5	0,57	0,43	1,57

HETEROGENEIDAD	4	2,00	0,00	2	2	2	NP	NP	NP
GROSOR	4	1,40	0,41	0,9	1,9	1,4	0,40	1,00	1,80
DIÁMETRO DEL GRANO *	4	1,19	0,31	0,75	1,5	1,25	0,30	0,89	1,49

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR	4	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL	4	100,00%	100,00%		

Figura 253. Tablas con los resultados del periole, para los distintos parámetros estudiados, en las imágenes potenciadas en T2 FSE; DS representa la desviación estándar, Min. el valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR textura granular, ALG textura algodonosa, IS intensidad de señal y NP representa “no procede” (por ser el valor de la DS igual a 0). Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$).

Visto todo lo expuesto hasta aquí y teniendo en cuenta los valores del grosor de corte y el espacio entre los mismos, tal y como están señalados en el apartado de material y métodos, la **IRM del periole en T2**, obtenida mediante la secuencia de pulsos convencional SE con la opción *Fast* (FSE), se puede describir para cada grupo de animales estudiado, utilizando los parámetros analizados en este trabajo, de la forma que se expone a continuación:

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 256:

Animales maduros con infosura. Presentaban un valor de IS media de en torno a 63 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 8 y un secundario de 1,5. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2,5, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,25mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,6mm.

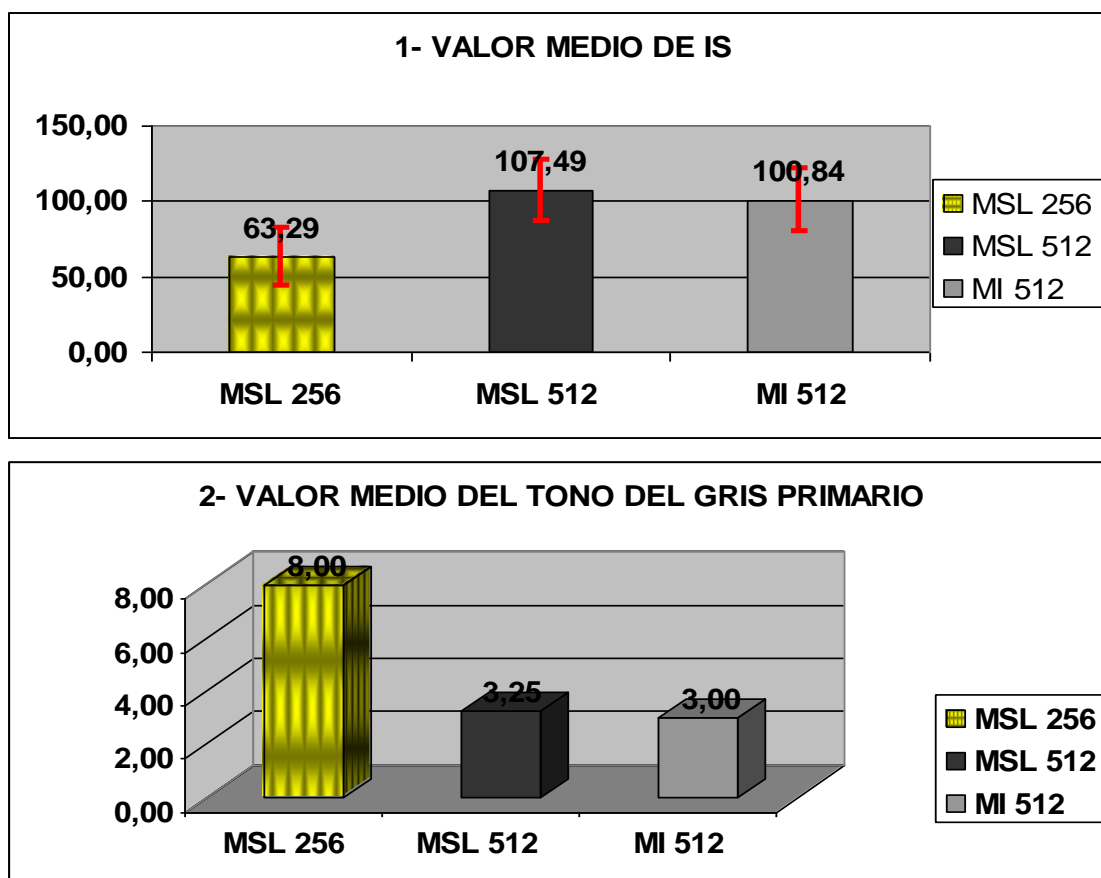
Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 512:

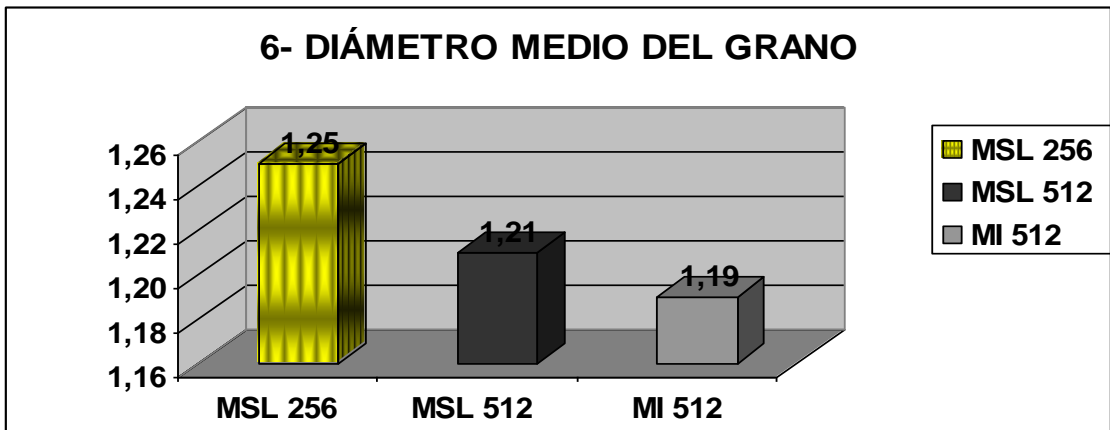
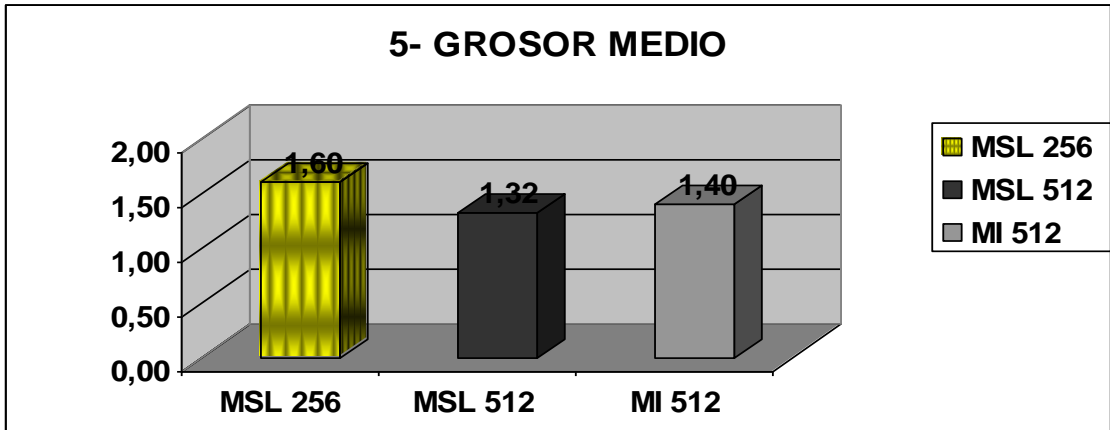
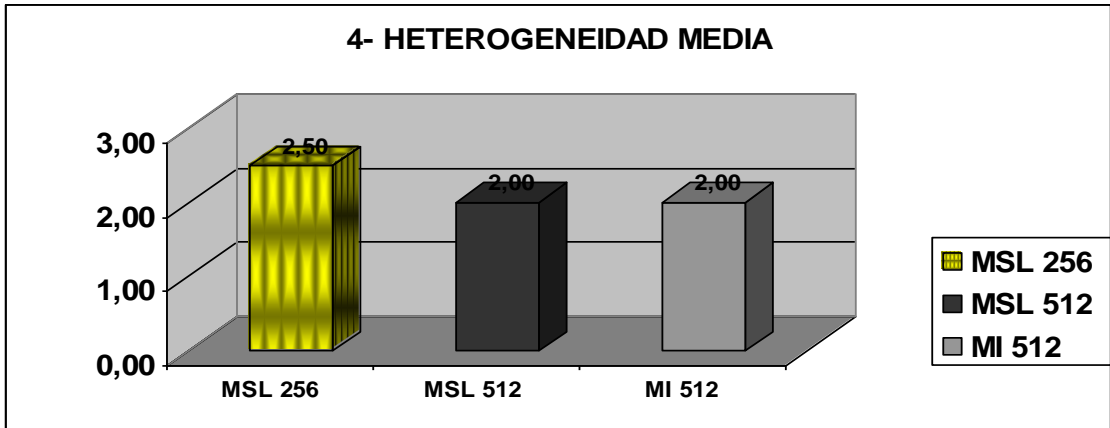
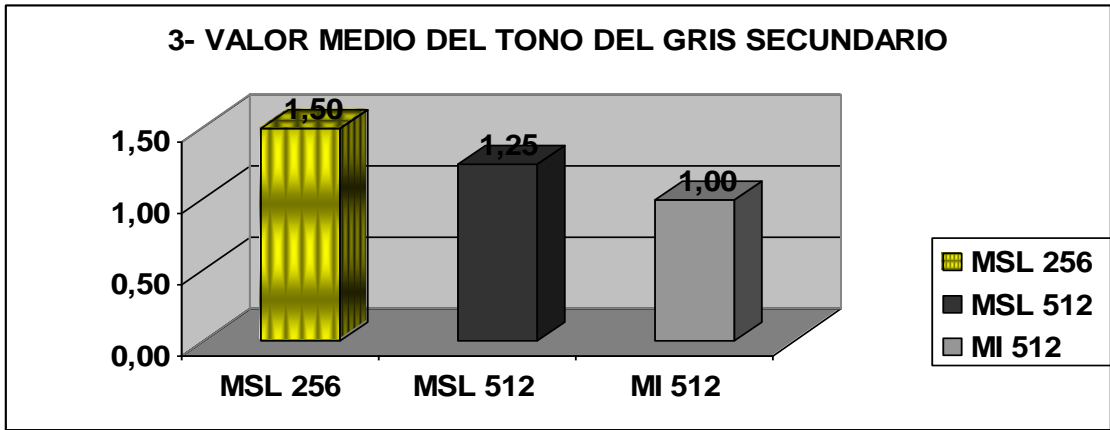
Animales maduros sin lesión. Presentaban un valor de IS media de en torno a 107 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 3,25 y uno

secundario de 1,25. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,21mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,32mm.

Animales maduros con infosura. La IS media fue de en torno a 101 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 3 y el secundario de 1. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,19mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 1,4mm.

Las medias de los resultados expuestos en las tablas de la Figura 253 se representan gráficamente a continuación.





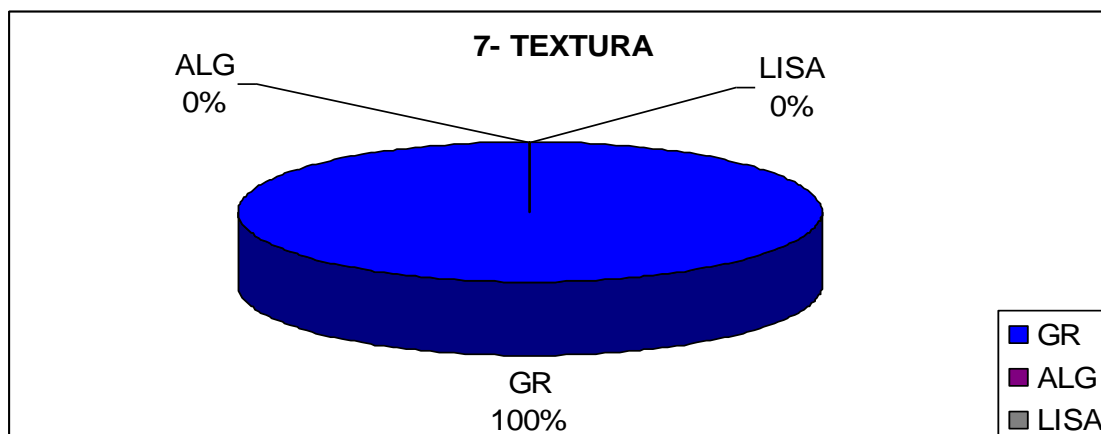


Figura 254. Representación gráfica de la comparación de las medias de los resultados obtenidos, a partir de las imágenes potenciadas en T2 FSE, en los distintos parámetros estudiados en función del grupo al que pertenecen; en la gráfica 1 se representan los intervalos de confianza para cada media. GR representa textura granular, ALG textura algodonosa, IS intensidad de señal. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). MSL 256 (maduros sin lesión con FOV 256); MSL 512 (maduros sin lesión con FOV 512); MI 512 (maduros con infosura con FOV 512).

La intensidad de señal, en esta potenciación, es muy similar en maduros sin lesión y maduros con infosura, para las imágenes con FOV 512; sin embargo, los maduros sin lesión con FOV 256 presentaron una IS mucho menor (gráfica 1, Figura 254).

Paradójicamente, cuando observamos los tonos de gris primario y secundario, ambos son mayores en el grupo de maduros sin lesión con FOV 256 que en los otros dos restantes (gráfica 2, Figura 254), al contrario de lo que ocurría con la IS medida con la herramienta de Osiris 4.19®. Los valores del gris primario superan ampliamente los valores del secundario, lo que indica que, en esta estructura y potenciación, los tonos de gris más claros superan en superficie a los más oscuros en los tres grupos de imágenes. Llama la atención que el tono de gris primario y secundario tienen una diferencia de seis tonos y medio en el grupo de imágenes con FOV 256, lo que indica que, en este grupo, es donde hay mayor contraste entre las zonas claras y oscuras del área ocupada por el periople.

Esas diferencias entre los tonos de gris primario y secundario, en el grupo de imágenes con FOV 256, se trasladan a la heterogeneidad de tal manera que, mientras que los grupos de maduros sin lesión y con infosura con FOV 512 tienen una

homogeneidad idéntica entre ellos y menor que la del grupo de maduros sin lesión con FOV 256 (gráfica 4, Figura 254).

En cuanto al grosor obtenido para esta capa, éste es muy similar en los tres grupos, aunque el grupo de adultos sin lesión con FOV 256 fue el que poseía un mayor valor medio (1,6 mm) y el que más diferencia poseía con el resto. En los grupos de imágenes con FOV 512, los maduros afectados por la infosura poseían un valor mayor que los maduros sin lesión, pero la diferencia era menor que la que había con el grupo de imágenes con menor FOV y matriz (gráfica 5, Figura 254).

El diámetro del grano también fue muy similar en los tres grupos (gráfica 6, Figura 254), pero no estuvo directamente relacionado con el grosor de esta capa en todos ellos, como se ha observado, en otras potenciaciones y estructuras, a lo largo de nuestro estudio; sino que, en el grupo de maduros con infosura, aunque el grosor fue mayor que en el de maduros sin lesión con FOV 512, el diámetro medido fue ligeramente menor que en ese otro grupo.

La textura, nuevamente, fue granular en el 100% de las imágenes aptas para la valoración del periople en esta potenciación (gráfica 7, Figura 254).

5.1.2.1.D. IMÁGENES POTENCIADAS EN T2 FSTIR DEL PERIOPLE

El periople, en la potenciación T2 FSTIR, se observa de forma similar a como se ha descrito, de forma general, para el conjunto de las potenciaciones objeto de estudio en este trabajo; es decir, como una capa hiperintensa en relación con la señal del aire y de la parte de la pared del casco que se sitúa bajo ella; sin embargo, se observa y delimita aún más difícilmente que en las imágenes potenciadas en FSE T2 (Figura 255 y Figura 257) y, al igual que en estas otras, se hace recomendable comparar la imagen del corte idéntico obtenida en T1 SE o DP SE con la imagen obtenida en esta potenciación, para establecer con mayor seguridad si se trata de señal emitida por el periople o si se trata de ruido u otro tipo de artefacto (Figura 256). En esta potenciación, como ocurría en T2 FSE, el periople presenta un tono de gris que, a primera vista, no podemos diferenciar claramente del corion perióplico, de modo que cuando se visualizan ambas estructuras en la misma imagen, casi podríamos decir que se puede calificar de isoíntenso respecto a él; sin embargo, en relación al corion coronario aparece como hipointenso, como ocurría en T1 SE y DP SE (Figura 256). En muchos casos, la señal

del periople, a la inspección visual, se confunde con el ruido del aire o con la muralla, y sólo se percibe tenuemente su contorno prestando mucha atención; en estos casos, sin el apoyo auxiliar del mismo corte potenciado en T1 o DP, sería muy difícil identificarlo.

Para esta estructura y en esta potenciación, no disponemos de imágenes de inmaduros ni de imágenes con un FOV 256, con lo que los grupos a valorar serán sólo los maduros con FOV 512 tanto sin lesión como afectados por la infosura.

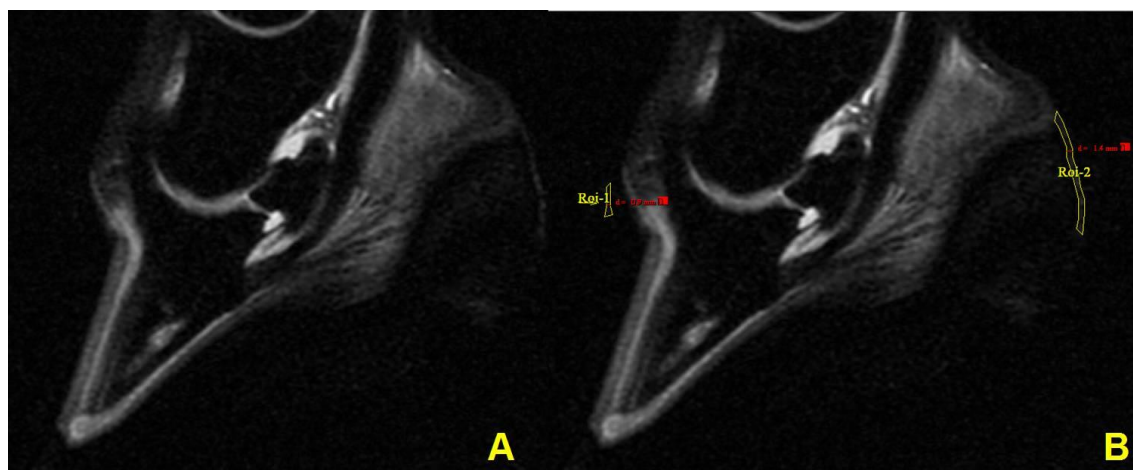


Figura 255. En esta figura, presentamos dos imágenes idénticas de un corte sagital del casco, de la extremidad anterior de un caballo sano, potenciado en T2 FSTIR: en la imagen B se ha delimitado el área del periople, identificado en sus aspectos dorsal y volar.

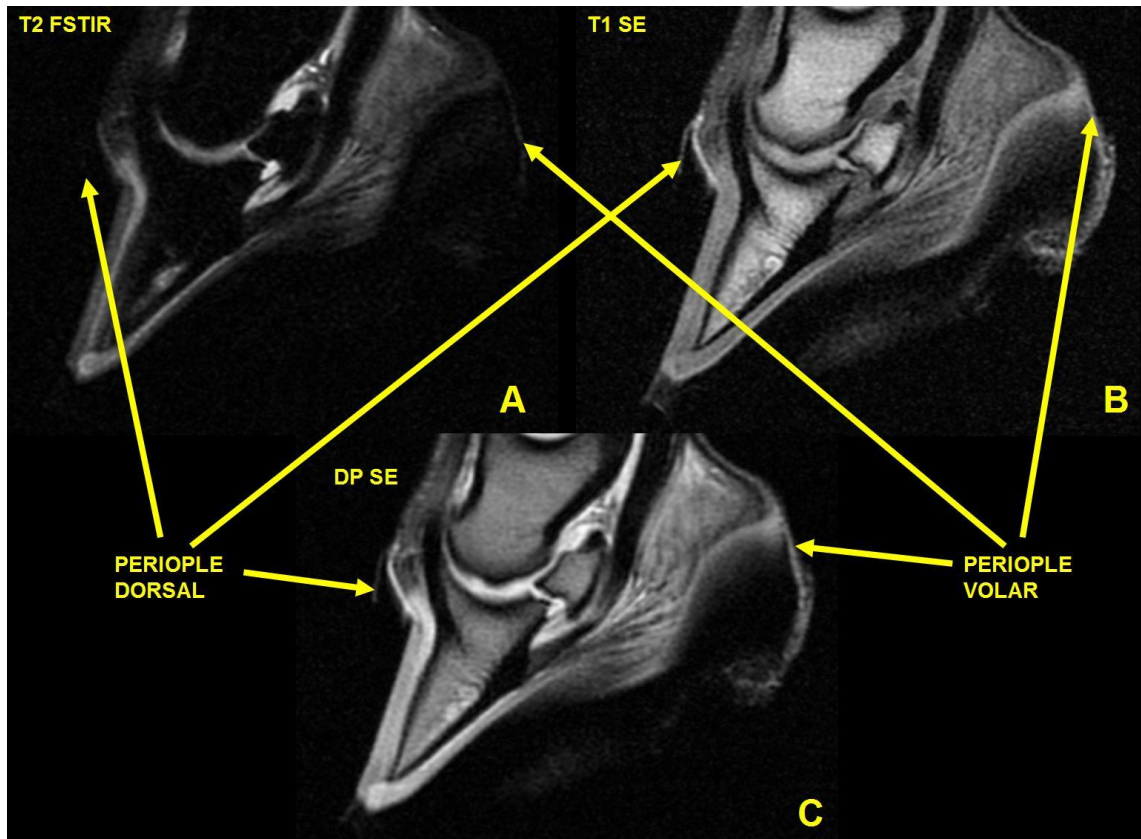


Figura 256. En esta figura, presentamos la comparación de tres cortes idénticos, en el plano sagital del casco anterior de un caballo adulto sin lesión, en que se señala el periople de sus aspectos dorsal y volar: la imagen A está potenciada en T2 FSTIR, la imagen B en T1 SE y la imagen C en DP SE.

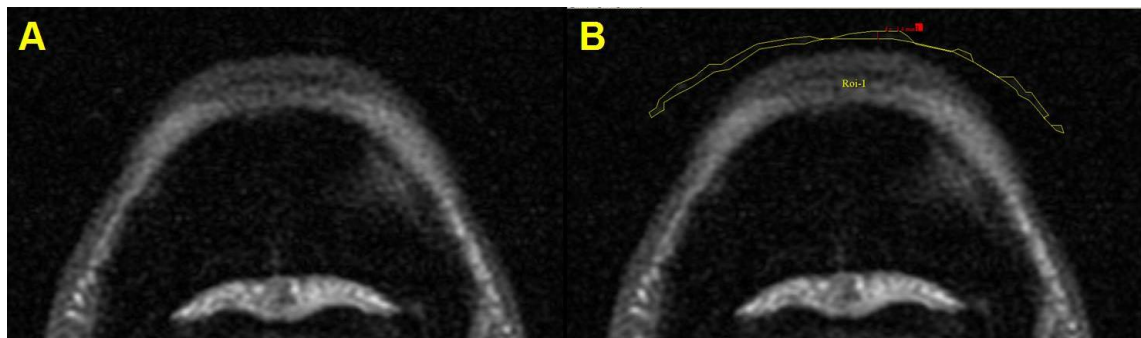


Figura 257. En esta figura, presentamos dos imágenes idénticas de un corte transversal del casco, de la extremidad anterior de un caballo sano, potenciado en T2 FSTIR: en la imagen B se ha delimitado el área del periople, identificado en su aspecto dorsal.

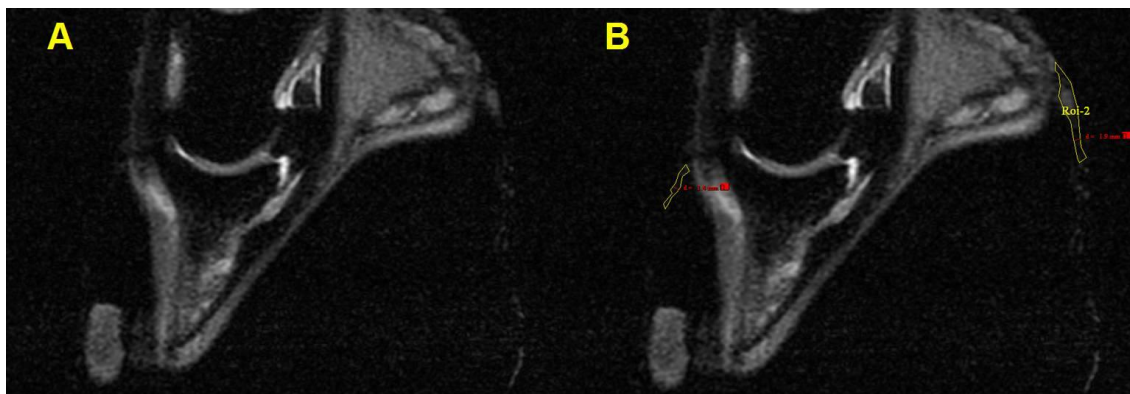


Figura 258. En esta figura, presentamos dos imágenes idénticas de un corte sagital del casco, de la extremidad anterior de un caballo adulto aquejado de infosura crónica, potenciado en T2 FSTIR: en la imagen B se ha delimitado el área del periople, identificado en sus aspectos dorsal y volar. Nótese cómo se podría estimar el grado de rotación del tejuelo, a partir de la dirección del periople en las lumbres.

A continuación, se expone de forma gráfica la aptitud de las imágenes potenciadas en T2 FSTIR para la identificación, evaluación y estudio del periople, en relación con la potenciación T1 SE; hay que tener en cuenta que, en estas estructura y potenciación, sólo hemos contado con imágenes cuyo FOV era de 512.

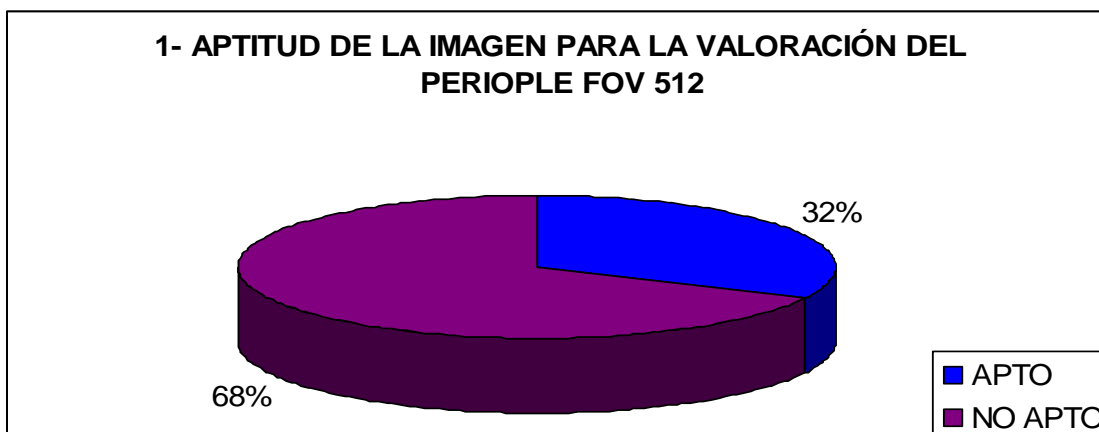


Figura 259. En esta figura, presentamos de forma gráfica el porcentaje de imágenes aptas para la valoración del periople, en la potenciación T2 FSTIR, en relación con el 100% de las imágenes aptas en T1 SE.

Los resultados de los parámetros estudiados para el periole, en esta potenciación, se exponen tabulados a continuación.

1- MADUROS SIN LESIÓN FOV 512 T2 FSTIR									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	6	78,19	20,68	54,4	104,53		16,55	61,64	94,74
GRIS PRINCIPAL	6	2,67	1,63	1	5,5	1	1,30	1,37	3,97
GRIS SECUNDARIO	6	0,58	0,49	0	1,5	0,5	0,39	0,19	0,97
HETEROGENEIDAD	6	2,00	0,00	2	2	2	NP	NP	NP
GROSOR	6	1,23	0,26	0,9	1,4	1,4	0,21	1,02	1,44
DIÁMETRO DEL GRANO *	6	1,25	0,00	1,25	1,25	1,25	NP	NP	NP

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG		0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR		100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA		0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL		100,00%	100,00%		

2- MADUROS CON INFOSURA FOV 512 T2 FSTIR									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	4	127,30	64,72	57,9	198,71	57,9	63,42	63,88	190,72
GRIS PRINCIPAL	4	3,00	2,61	1	6,5	1	2,56	0,44	5,56
GRIS SECUNDARIO	4	1,00	1,00	0,5	2,5	0,5	0,98	0,02	1,98
HETEROGENEIDAD	4	2,00	0,00	2	2	2	NP	NP	NP
GROSOR	4	1,53	0,25	1,4	1,9	1,4	0,24	1,29	1,77
DIÁMETRO DEL GRANO *	4	1,19	0,13	1	1,25	1,25	0,12	1,07	1,31

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG		0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
GR		100,00%	100,00%	100,00%	100,00%

LISA		0,00%	100,00%	0,00%	0,00%
TOTAL		100,00%	100,00%		

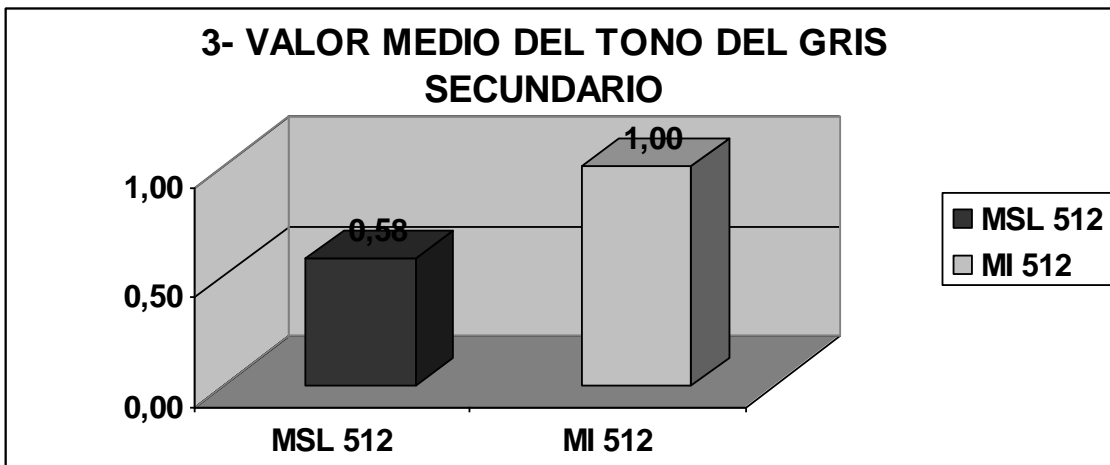
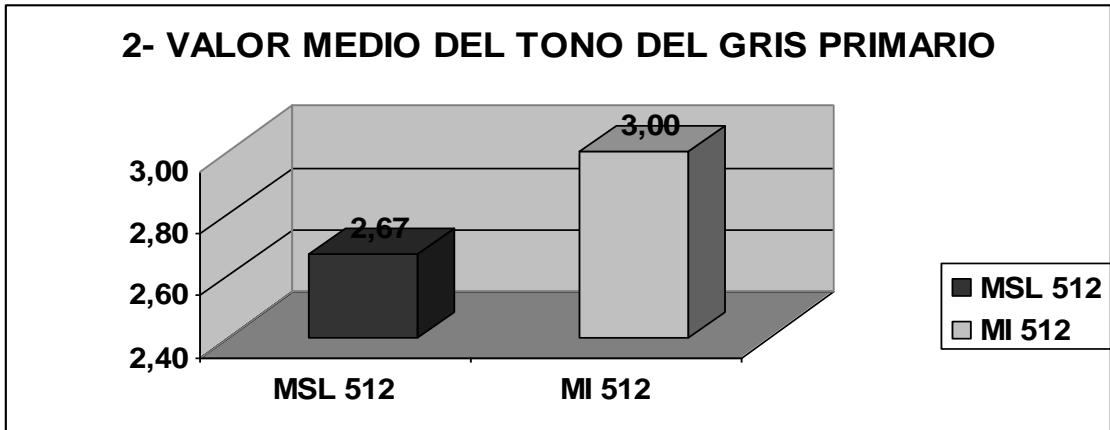
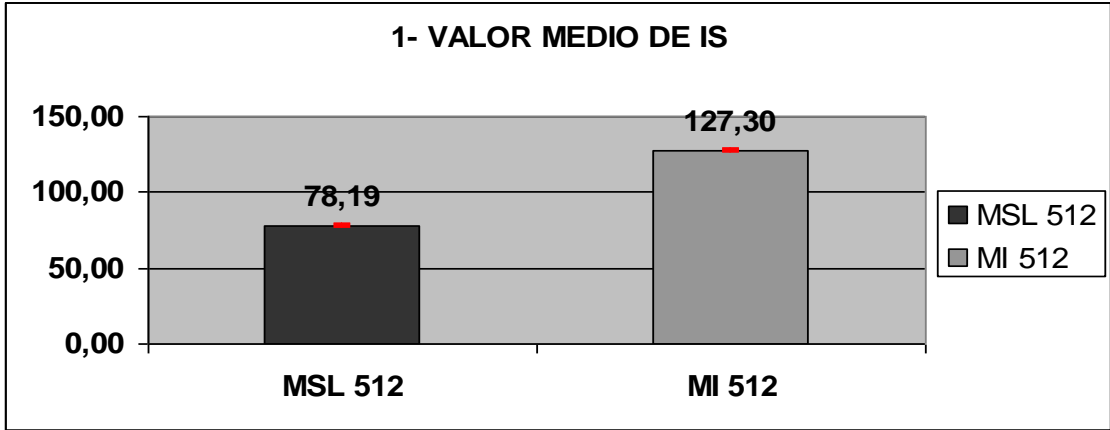
Figura 260. Tablas con los resultados del periople, para los distintos parámetros estudiados, en las imágenes potenciadas en T2 FSTIR; DS representa la desviación estándar, Min. el valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR textura granular, ALG textura algodonosa, IS intensidad de señal y NP representa “no procede” (por ser el valor de la DS igual a 0). Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$).

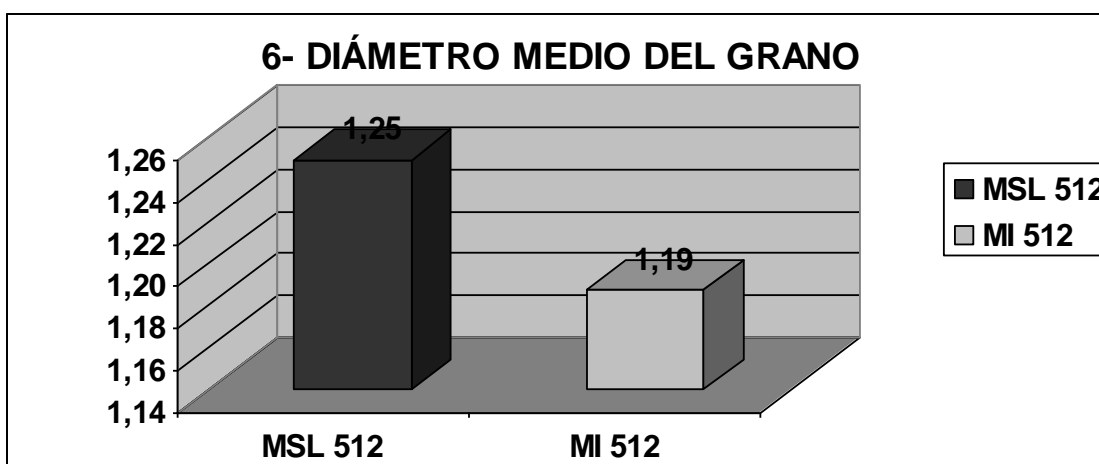
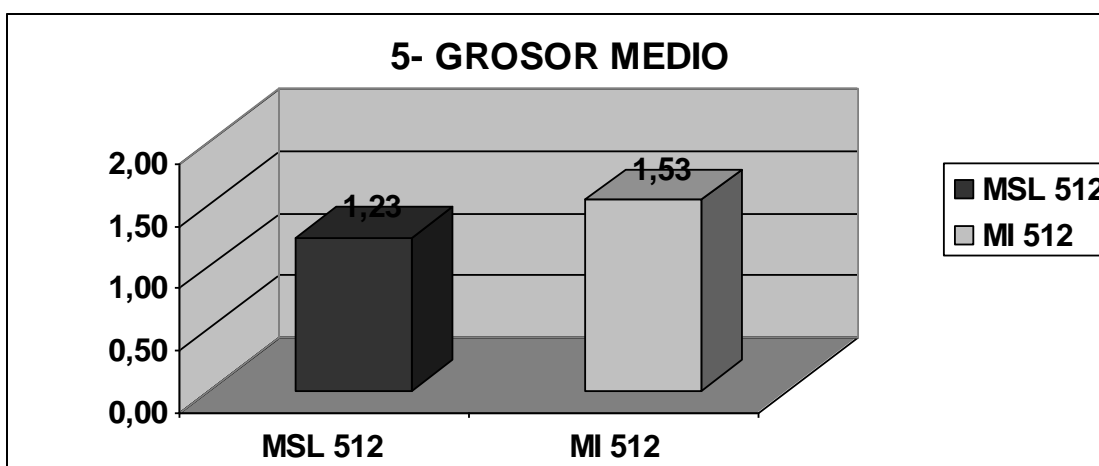
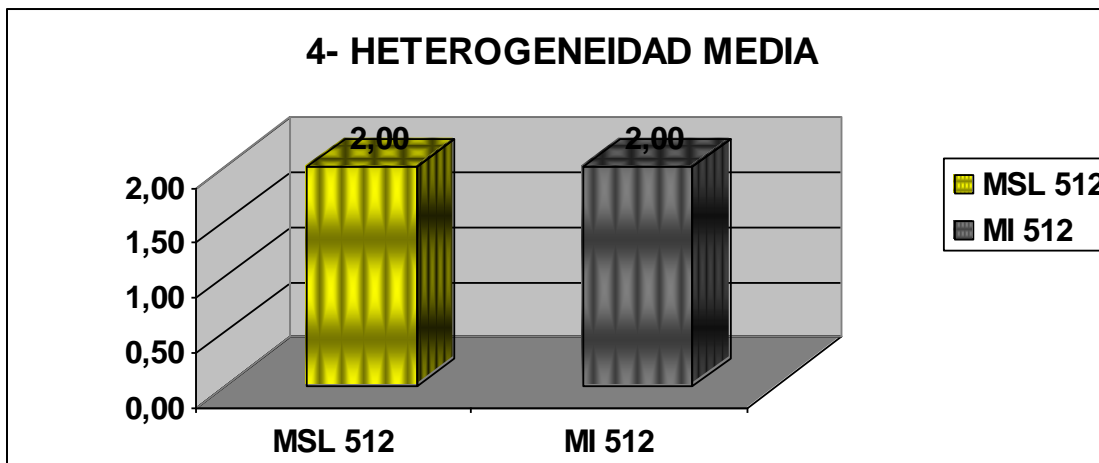
Visto todo lo expuesto hasta aquí y teniendo en cuenta los valores del grosor de corte y el espacio entre los mismos, tal y como están señalados en el apartado de material y métodos, la **IRM del periople en T2**, obtenida mediante la secuencia de pulsos convencional SE con las opciones IR y *Fast* (**FSTIR**), y con un FOV 512, se puede describir para cada grupo de animales estudiado, utilizando los parámetros analizados en este trabajo, de la forma que se expone a continuación:

Animales maduros sin lesión. Presentaban un valor de IS media de en torno a 78 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 2,67 y uno secundario de 0,58. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,25mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,23mm.

Animales maduros con infosura. La IS media fue de en torno a 127 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 3 y el secundario de 1. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue granular en todos los casos, presentando el grano un diámetro medio de 1,19mm; a su vez, el grosor medio medido para esta estructura, entre su superficie externa y la interna, fue de 1,53mm.

Las medias de los resultados expuestos en las tablas de la Figura 260 se representan gráficamente a continuación.





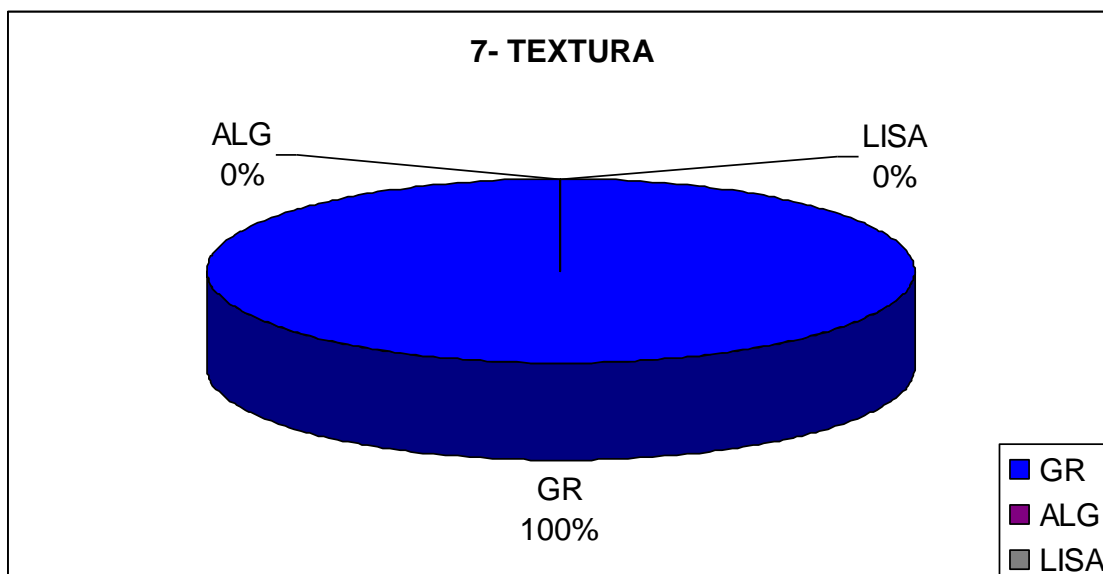


Figura 261. Representación gráfica de la comparación de las medias, de los resultados obtenidos a partir de las imágenes potenciadas en T2 FSTIR en los distintos parámetros estudiados, en función del grupo al que pertenecen; en la gráfica 1, se representan los intervalos de confianza para cada media; GR representa la textura granular, ALG textura algodonosa e IS intensidad de señal. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). MSL 512 (maduros sin lesión con FOV 512); MI 512 (maduros con infosura con FOV 512).

El valor medio de la IS del periople es sensiblemente superior en el grupo de maduros con infosura que en el grupo de maduros sin lesión para las imágenes con FOV 512, como se puede apreciar en la gráfica 1 de la Figura 261.

En las gráficas 2 y 3, también de la Figura 261, vemos como tanto el tono de gris primario como el secundario siguen ese mismo patrón, siendo, en ambos, el tono del grupo de maduros afectados por la infosura sensiblemente superior al de los maduros sin lesión. Nuevamente, el tono de gris predominante o primario es el de mayor valor, y el que ocupa una menor superficie o secundario posee un tono de menor valor, es decir, más oscuro.

La heterogeneidad fue valorada como idéntica en ambos grupos (gráfica 4, Figura 261).

El grosor fue algo menor en el grupo de adultos sin lesión que en los afectados por la infosura (gráfica 5, Figura 261).

El diámetro medio del grano, al contrario que ocurría en la mayoría de las potenciaciones y grupos para las capas de la piel y el periople, donde suele ir

correlacionado con el grosor de la capa a la que pertenece, en este caso es superior en el grupo de adultos sanos respecto al grupo de adultos o maduros con infosura (gráfica 6, Figura 261).

La textura, nuevamente, para esta estructura y como en las otras potenciaciones estudiadas, fue granular en el 100% de las imágenes (gráfica 7, Figura 261).

5.1.2.1.E. COMPARACIÓN DE LOS VALORES MEDIOS DE LOS PARÁMETROS MEDIDOS, EN LAS DIFERENTES POTENCIACIONES, PARA EL PERIOPLE; ANÁLISIS ESTADÍSTICO INFERENCIAL DE LOS ASPECTOS CLÍNICOS MÁS IMPORTANTES DE LA IRM DEL PERIOPLE

E.1. Comparación de los valores medios

A continuación exponemos, de forma conjunta y gráficamente, los valores medios de los distintos parámetros cuantitativos estudiados en el periople, para todos los grupos y en las 4 potenciaciones analizadas.

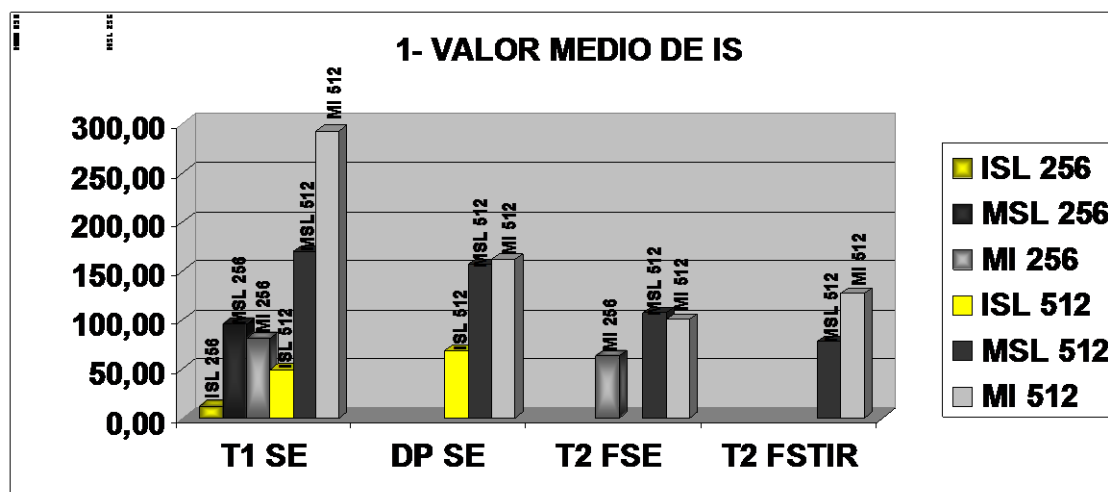


Figura 262. Representación gráfica de la media del valor de IS del periople, para todos los grupos estudiados, en las cuatro potenciaciones vistas: ISL 256 (inmaduros sin lesión con FOV 256); MSL 256 (maduros sin lesión con FOV 256); MI 256 (maduros con infosura con FOV 256); ISL 512 (inmaduros sin lesión con FOV 512); MSL 512 (maduros sin lesión con FOV 512); MI 512 (maduros con infosura con FOV 512).

Al comparar los resultados del valor medio de IS entre las diferentes potenciaciones y grupos, vemos que, de antemano, hay grupos que aparecen en todas las potenciaciones y que sólo podremos señalar bajo el prisma de una sola de ellas, como ya se ha hecho en el apartado correspondiente para cada potenciación, o que sólo se

podrán comparar entre dos potenciaciones diferentes y no entre las cuatro estudiadas (Figura 262).

Los inmaduros sin lesión con FOV 512 presentaron una mayor IS en DP SE que en T1 SE, no presentando resultados en las otras dos potenciaciones restantes. Los maduros con infosura con FOV 256 presentaron mayor IS en T1 SE que en T2 FSE, no habiendo resultados para este grupo en las otras dos potenciaciones estudiadas. Los maduros sin lesión con FOV 512 presentaron mayor IS en T1 SE, aunque fue muy similar a la obtenida para DP SE; sin embargo, para las potenciaciones T2, la IS fue notablemente menor, sobre todo en T2 FSTIR. Los animales maduros con infosura con FOV 512 presentaron mucha mayor IS en la potenciación T1 SE que en el resto de potenciaciones, por detrás aparecía la potenciación DP SE que, aunque con mucha menor IS que T1 SE, superaba de manera manifiesta a la IS de las potenciaciones T2, en las que el mayor valor medio, al contrario que en los adultos sanos, correspondía a T2 FSTIR. La tendencia general que se observa es que, para el periople, las mayores IS se observan en T1 SE, seguida de cerca por DP SE y, a mayor distancia, las dos variantes de la potenciación T2 SE (Figura 262).

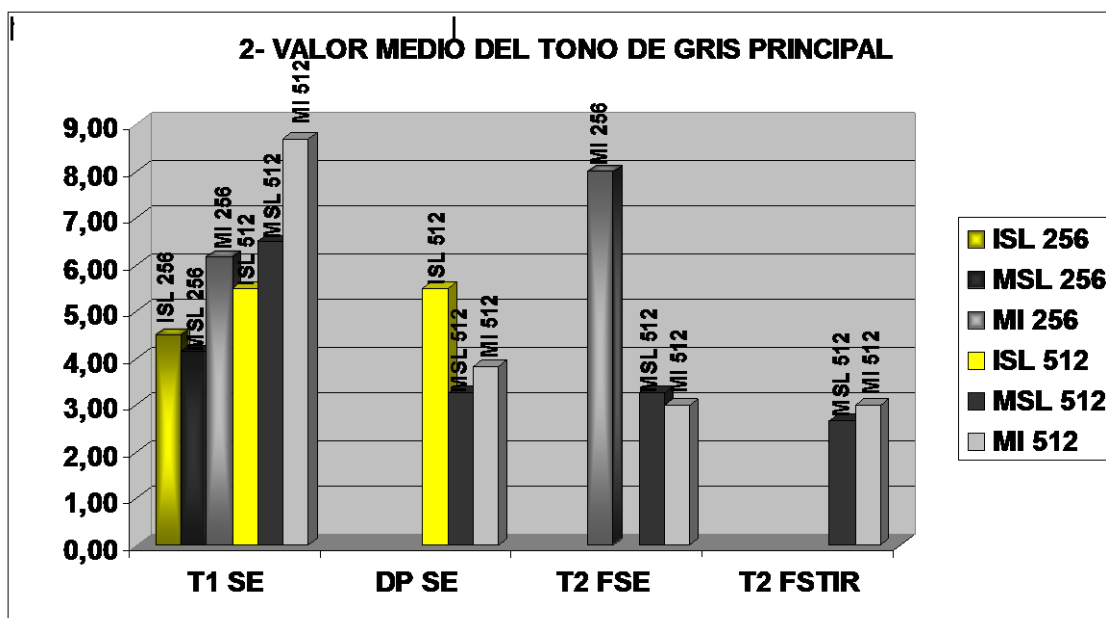


Figura 263. Representación gráfica de la media del tono de gris principal del periople, para todos los grupos estudiados, en las cuatro potenciaciones vistas: ISL 256 (inmaduros sin lesión con FOV 256); MSL 256 (maduros sin lesión con FOV 256); MI 256 (maduros con infosura con FOV 256); ISL 512 (inmaduros sin lesión con FOV 512); MSL 512 (maduros sin lesión con FOV 512); MI 512 (maduros con infosura con FOV 512).

El valor medio del tono del gris primario o principal aparece con un patrón muy fiel a la relación de la IS media entre las diferentes potenciaciones, para los grupos con FOV 512 de maduros sin lesión y maduros con infosura, de tal manera que, si atendemos únicamente a la imagen gráfica, sin tener en cuenta los valores absolutos del eje “x”, casi nos parece estar observando la misma imagen; sin embargo, en el grupo de ISL 512, para la potenciación DP SE, el valor se dispara y se pone a la par del valor de este parámetro para la potenciación T1 SE. Las imágenes con FOV 256 de los maduros con infosura también alteran su patrón en relación a los resultados de IS y aparece con un tono principal muy elevado en la potenciación T2 FSE, superando al valor en T1 SE. En general, y aunque con variaciones en grupos y potenciaciones puntuales, la tendencia observada es que, para este parámetro, el mayor valor corresponde a T1 SE, seguido por DP SE y, tras esta última, las potenciaciones variantes de T2 SE (Figura 263).

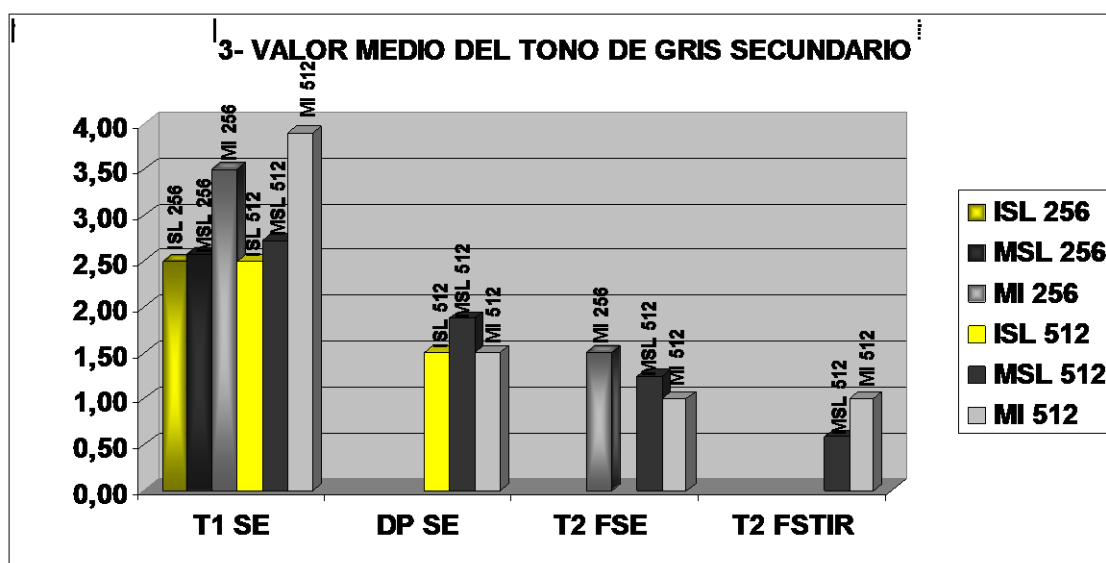


Figura 264. Representación gráfica de la media del tono de gris secundario del periople, para todos los grupos estudiados, en las cuatro potenciaciones vistas: ISL 256 (inmaduros sin lesión con FOV 256); MSL 256 (maduros sin lesión con FOV 256); MI 256 (maduros con infosura con FOV 256); ISL 512 (inmaduros sin lesión con FOV 512); MSL 512 (maduros sin lesión con FOV 512); MI 512 (maduros con infosura con FOV 512).

En general, como vemos en la Figura 264, el patrón seguido por el tono de gris secundario, para las diferentes potenciaciones, es muy similar al del tono de gris primario, pero de menor valor absoluto para todos los grupos y potenciaciones; de un modo aproximado, diremos que en torno a la mitad de tono que presenta el primario; no

obstante, el grupo de ISL 256 presenta un tono secundario algo menor que el esperado según su tono principal en T1 SE, y el grupo de ISL 512 presenta, a su vez, un tono mucho menor de lo esperado en función de su tono primario para la potenciación DP SE.

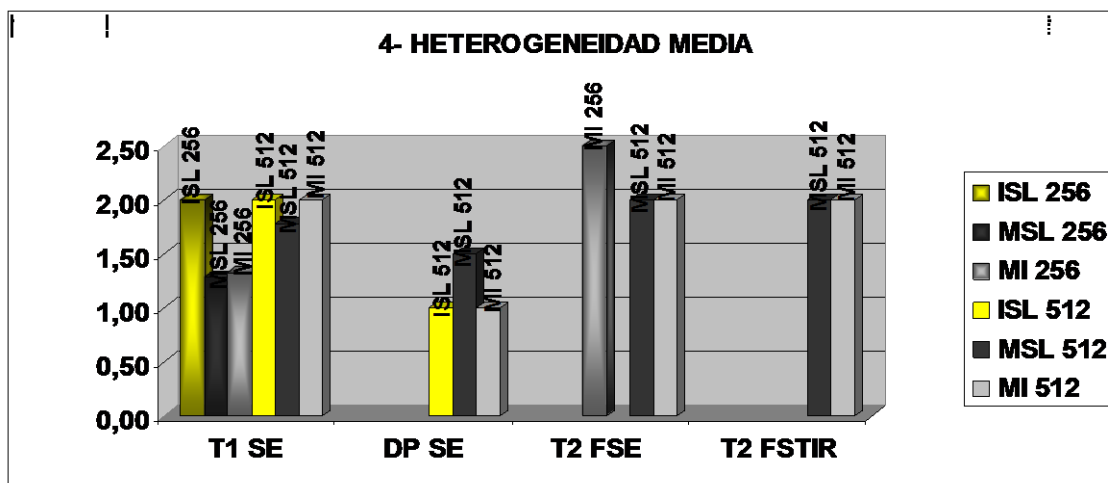


Figura 265. Representación gráfica de la media de la heterogeneidad del periople, para todos los grupos estudiados, en las cuatro potenciaciones vistas: ISL 256 (inmaduros sin lesión con FOV 256); MSL 256 (maduros sin lesión con FOV 256); MI 256 (maduros con infosura con FOV 256; ISL 512 (inmaduros sin lesión con FOV 512); MSL 512 (maduros sin lesión con FOV 512); MI 512 (maduros con infosura con FOV 512).

En el grupo de maduros afectados por la infosura con FOV 256, la potenciación T2 FSE presenta una heterogeneidad mucho mayor que la potenciación T1 SE, y el grupo de inmaduros sin lesión con FOV 512 presenta mucha mayor heterogeneidad en T1 SE que en DP SE. Dentro de los grupos de los que tenemos resultado para las cuatro potenciaciones, vemos que los maduros sin lesión con FOV 512 presentan una mayor heterogeneidad en las potenciaciones variantes de T2 SE, seguidas de T1 SE y, a mayor distancia, y la más homogénea por lo tanto, se encuentra DP SE.; en el grupo de maduros con infosura con FOV 512, vemos que la heterogeneidad es casi idéntica en T2 FSE, T2 FSTIR y T1 SE, situándose cercana a 2; sin embargo, en DP SE, el periople da lugar a una señal mucho más homogénea, situándose cercana a 1. La tendencia general observada, por lo tanto, es que la heterogeneidad es muy similar en todas las potenciaciones, excepto en DP SE, que presenta una señal manifiestamente más homogénea que el resto (Figura 265).

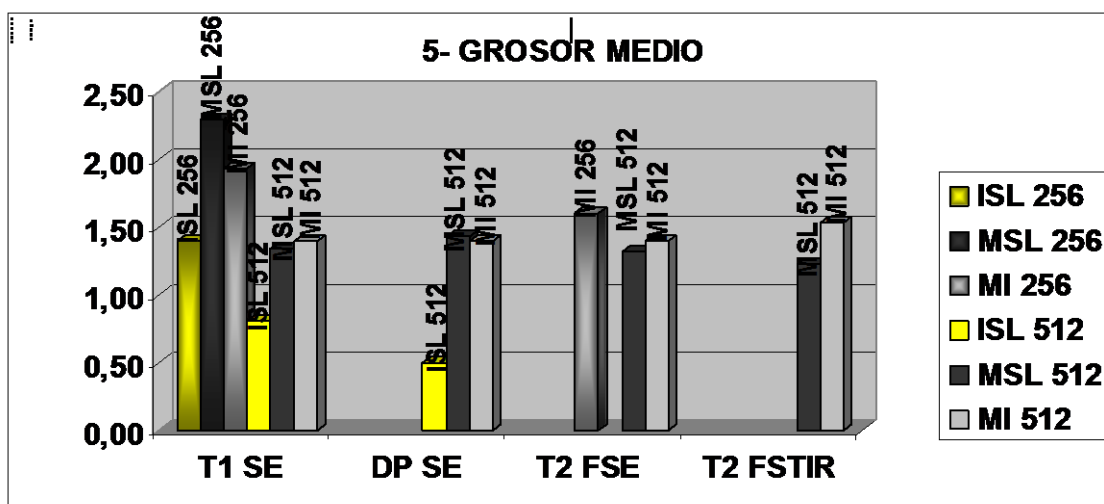


Figura 266. Representación gráfica de la media del grosor del periople, para todos los grupos estudiados, en las cuatro potencias vistas: ISL 256 (inmaduros sin lesión con FOV 256); MSL 256 (maduros sin lesión con FOV 256); MI 256 (maduros con infosura con FOV 256); ISL 512 (inmaduros sin lesión con FOV 512); MSL 512 (maduros sin lesión con FOV 512); MI 512 (maduros con infosura con FOV 512).

El grosor medio, en aquellos grupos en los que tenemos resultados para las diferentes potencias, es muy similar para unas y otras, sobre todo en las imágenes de animales adultos con FOV 512; en los grupos de ISL 512 y MI 256, aparece una diferencia un poco mayor, de manera que, en T1 SE, se midió algo más de grosor para los inmaduros sin lesión con FOV 512, y también en T1 SE, medimos algo más de grosor en la capa de periople para los maduros con infosura con FOV 256. No obstante, la tendencia general es que, cada grupo, presenta un grosor similar en las diferentes potencias (Figura 266).

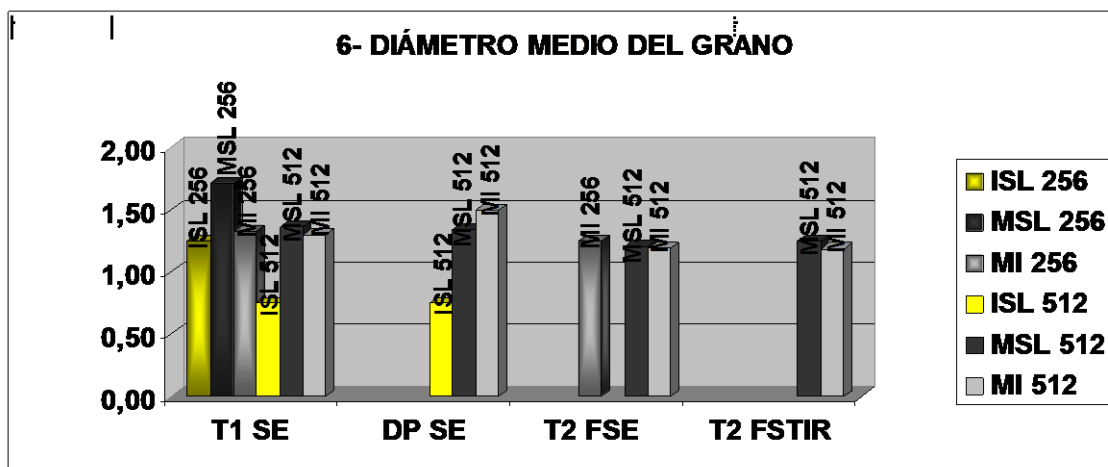


Figura 267. Representación gráfica de la media del diámetro del grano de las imágenes del periople que presentan textura granular, para todos los grupos estudiados, en las cuatro potencias vistas: ISL 256 (inmaduros sin lesión con FOV 256); MSL 256 (maduros sin lesión con FOV 256); MI 256 (maduros con infosura con FOV 256); ISL 512 (inmaduros sin lesión con FOV 512); MSL 512 (maduros sin lesión con FOV 512); MI 512 (maduros con infosura con FOV 512).

La textura de la señal emitida por el periople fue calificada como granular en el 100% de las imágenes, y el patrón de resultados para las diferentes potencias, en cuanto al diámetro medio del grano, fue casi una copia exacta del patrón obtenido en la comparación del grosor medio, si cabe; se respeta aún más, en cuanto al diámetro, el hecho de que cada grupo tiende a tener el mismo valor en las diferentes potencias estudiadas, incluso en aquellos grupos que suelen tener resultados más dispares, como los inmaduros o aquellos con imágenes de menor matriz y FOV; no obstante, se podría señalar una ligera tendencia a tener un diámetro de grano un poco menor en las potencias variantes de T2 SE (Figura 267).

E.2. Análisis estadístico inferencial

Como ya hemos señalado para otras estructuras, el volumen de datos, parámetros estudiados, potencias analizadas, grupos de edad, lesiones, etc. no permiten realizar un análisis de varianza (ANOVA) para cada posible comparación entre ellos, con lo que el contraste de hipótesis que nos permita afirmar, con alta probabilidad, la significación o falta de la misma entre los resultados obtenidos, lo reservaremos para aquellos grupos, estructuras y parámetros que consideramos que tienen una mayor trascendencia clínica.

En el caso del periople, hemos estimado, como de mayor significación clínica, la comparación entre los grupos de maduros sin lesión y maduros afectados por la infosura, ambos con FOV 512, para el parámetro de IS medida con la herramienta de Osiris 4.19® que, por otro lado, además, es el parámetro obtenido con un criterio más objetivo.

E.2.1. Maduros sin lesión frente a maduros con infosura

E.2.1.1. T1 SE

Al realizar el ANOVA para las medias de intensidad de señal de estos dos grupos, obtenemos una $p \leq 0,05$, con lo que las diferencias serían significativas; además, al realizar el test de Bartlett, obtenemos una $p \geq 0,05$, con lo que el análisis de varianza resulta apropiado en este caso, por lo que la mayor media de IS de los equinos maduros afectados por la infosura, en relación a los maduros sin lesión, es estadísticamente significativa para esta potenciación.

E.2.1.2. DP SE

Al realizar el ANOVA para las medias de intensidad de señal de estos dos grupos, obtenemos una $p \geq 0,05$, con lo que las diferencias serían no significativas; además, al realizar el test de Bartlett, obtenemos una $p \geq 0,05$, con lo que el análisis de varianza resulta apropiado en este caso, por lo que la mayor media de IS de los equinos maduros con infosura, en relación a los maduros sin lesión, no es estadísticamente significativa para esta potenciación.

E.2.1.3. T2 FSE

Al realizar el ANOVA para las medias de intensidad de señal de estos dos grupos, obtenemos una $p \geq 0,05$, con lo que las diferencias serían no significativas; además, al realizar el test de Bartlett, obtenemos una $p \geq 0,05$, con lo que el análisis de varianza resulta apropiado en este caso, por lo que la mayor media de IS de los equinos maduros sin lesión, en relación a los que padecen infosura, no es estadísticamente significativa para esta potenciación.

E.2.1.4. T2 FSTIR

Al realizar el ANOVA para las medias de intensidad de señal de estos dos grupos, obtenemos una $p \leq 0,05$, con lo que las diferencias serían significativas; sin embargo, al

realizar el test de Bartlett, obtenemos una $p \leq 0,05$, con lo que el análisis de varianza no resulta apropiado en este caso, por lo que se realiza una prueba de hipótesis no paramétrica, mediante un test de Mann Whitney/Wilcoxon de dos muestras o test de Kruskal-Wallis para dos grupos. En este último test resulta una $p \geq 0,05$, por lo que se concluye que la mayor media de IS de los equinos maduros con infosura, en relación a los maduros sin lesión, no es estadísticamente significativa para esta potenciación.

5.1.2.2. IRM DEL CORION PERIÓPLICO

La forma que el corion perióplico presenta en la imagen depende del plano de corte pero, en general, en los cortes coronales y sagitales, lo observaremos con una forma de grano de arroz o de sección de lenteja, que se interpone entre la capa externa hiperintensa de la piel y el periople, descansando sobre el corion coronario; es decir, en los cortes y potenciaciones que se puede distinguir con nitidez, es un fiel reflejo de la imagen que se puede observar en los cortes anatómicos (Figura 268 y Figura 269). Esto último también ocurre en los cortes trasversales, sin embargo, debido a la posición del plano en relación a la disposición anatómica, aquí se verá como una línea curva que, al igual que ocurría con el periople, es muy difícil que se pueda visualizar en todo su contorno en la misma imagen debido a que, a no ser que ésta se programe específicamente con este objetivo, los cortes perpendiculares al eje podofalangiano, en la mayoría de los casos, poseen cierto grado de oblicuidad en relación al plano paralelo al rodete coronario que, lógicamente, cortaría el corion perióplico en todo su perímetro; e incluso, pequeñas desviaciones respecto a la forma y posición ideal de la estructura anatómica harían que, en el espesor de la rodaja de corte, no se visualizara el corion perióplico en todo su recorrido aunque dichos cortes sí se dispusieran perpendiculares al eje podofalangiano.

Esta estructura no presenta la misma relación de intensidades con las estructuras que la rodean, en las diferentes potenciaciones estudiadas, por lo que no será igual de fácil localizarlo y delimitarlo en una u otra potenciación; por lo tanto, no podemos hacer una descripción general de su imagen mediante RM en conjunto, para las potenciaciones estudiadas en este trabajo, más allá de lo que acabamos de señalar.

En cualquier caso, por ser parte del corion del casco, teóricamente se trata de la parte homóloga de la dermis cutánea para esta región y presenta, al igual que esta, una capa papilar y una capa reticular más profunda y fibrosa (Figura 268). La capa reticular es más fina y difícil de ver, siendo muy escasas las imágenes que poseen la calidad suficiente como para identificarla con claridad; además, posee un área muy pequeña que es complicada de seleccionar y evaluar, con lo que, en este trabajo, analizaremos los parámetros de estudio únicamente de la parte que correspondería a la capa papilar, a la que nos referiremos aquí, de forma genérica, como corion perióplico, aunque el término

estricto debería incluir la capa reticular, e incluso la prolongación de las papilas periópticas.

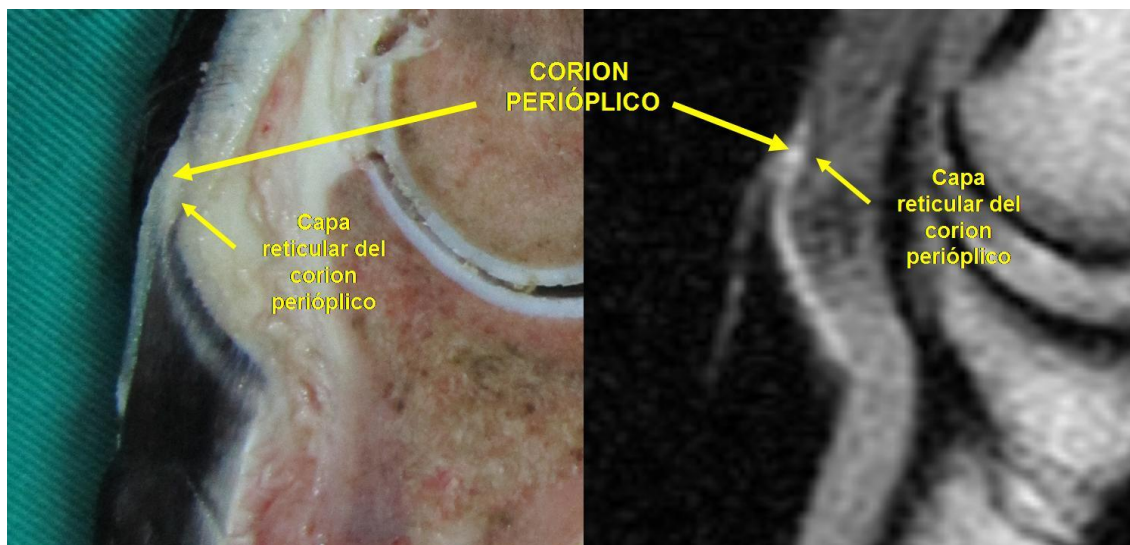


Figura 268. Imagen de un corte sagital de la zona proximal de las lumbres del casco de un caballo; en la imagen de la izquierda, podemos observar el corte anatómico y en la de la derecha la IRM potenciada en T1 SE.

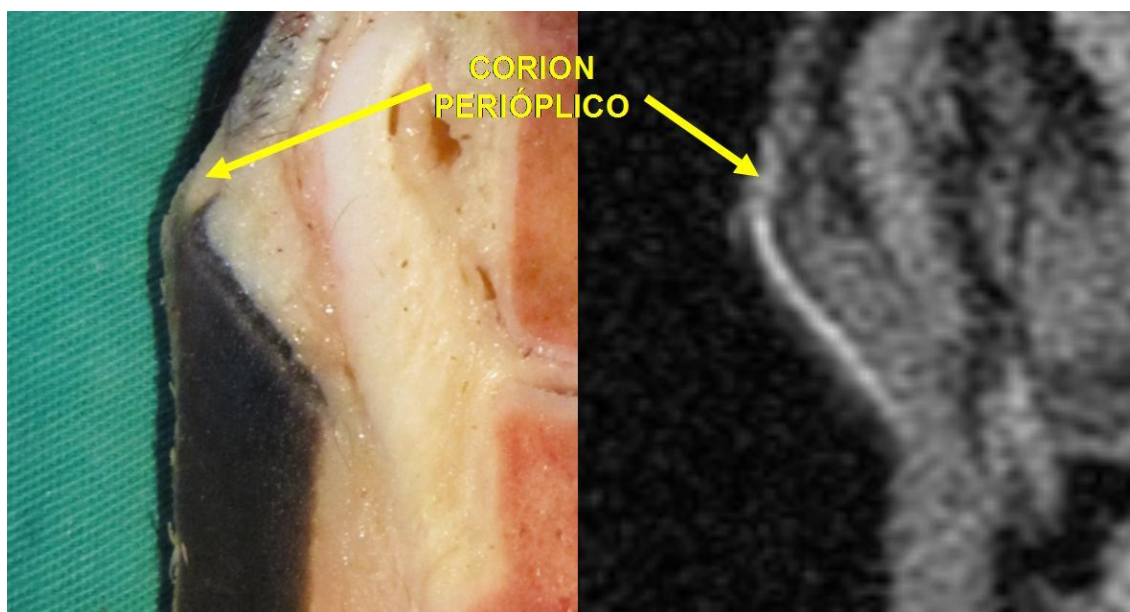


Figura 269. Imagen de un corte coronal a nivel de la zona proximal de las cuartas partes del casco de un caballo; en la imagen de la izquierda, podemos observar el corte anatómico y en la de la derecha la IRM potenciada en T1 SE.

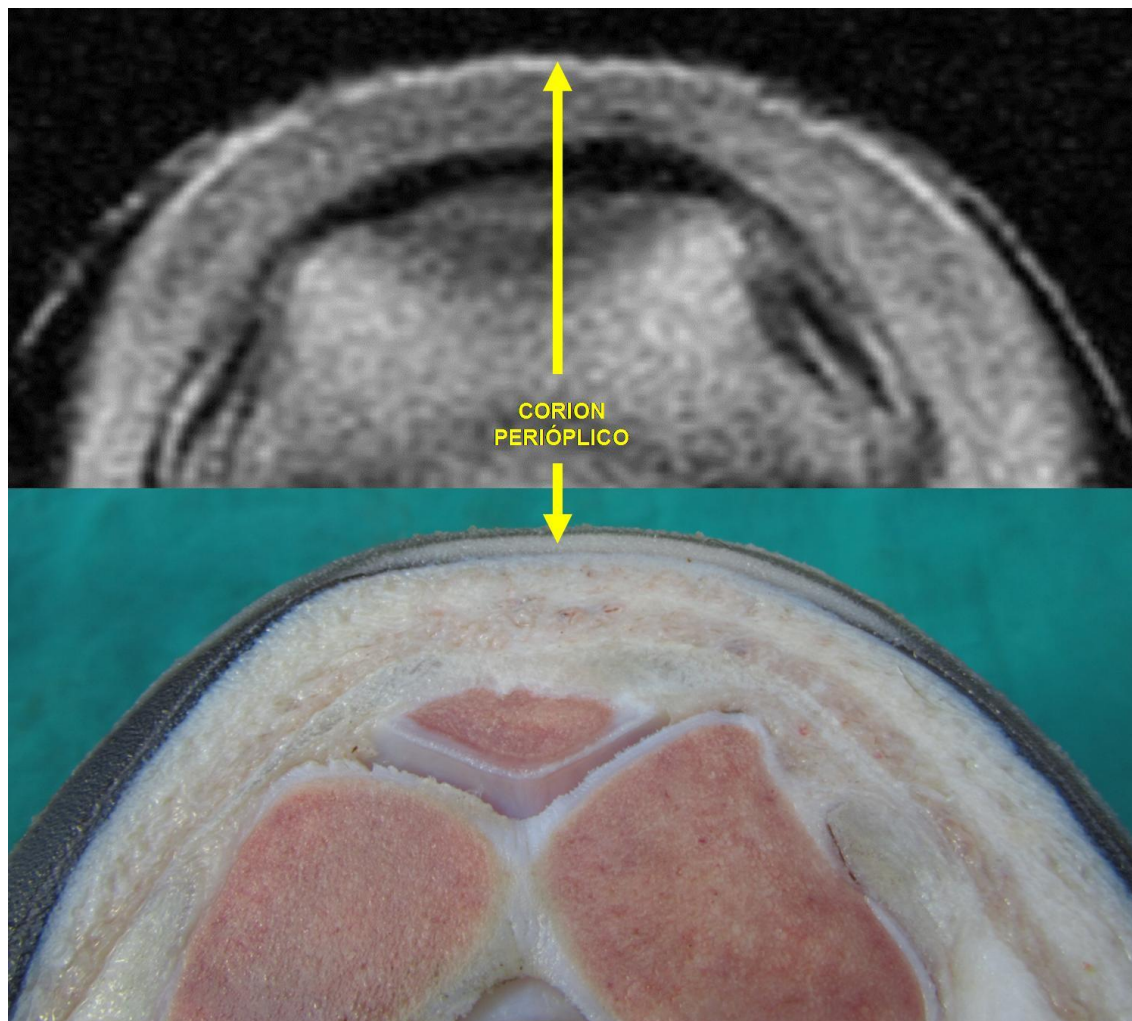


Figura 270. Imagen de un corte transversal de la zona dorsal y proximal del casco de un caballo; en la imagen inferior, podemos observar el corte anatómico y en la superior la IRM potenciada en T1 SE. Ambas imágenes poseen algo de oblicuidad en relación al rodete coronario y, como consecuencia, el corion perióplico se observa únicamente en la porción más dorsal.

Aunque el corion perióplico se ha podido identificar en los tres planos de corte utilizados, considerando las cuatro potenciaciones en conjunto, es en los cortes coronales, coincidentes con el eje mayor del hueso navicular o cercanos al mismo, en los que mejor, y con más frecuencia, se visualiza (gráfica 1, Figura 271); en los cortes sagitales, el porcentaje de series con imágenes aptas es casi el mismo que en los coronales, siendo más apropiados los coincidentes con el eje de la extremidad o los cercanos al mismo para las lumbres y algo más desviados abaxialmente para los talones (gráfica 2, Figura 271); en los transversales, se observa con mucha menor frecuencia, invirtiéndose la relación de imágenes aptas y no aptas en comparación con los otros dos planos (gráfica 3, Figura 271). En los estudios llevados a cabo con los cortes realizados en planos sagitales, la imagen que permitía una mejor valoración del corion perióplico en

la zona de las lumbres que, lógicamente, por lo general, no coincidía con la que permitía una mejor valoración en la zona de los talones.



Figura 271. Gráficos en los que se representa el porcentaje de imágenes aptas, del total estudiado, según el plano de corte. En el gráfico 1, se representa para el plano coronal, en el 2 para el sagital y en el 3 para el transversal.

5.1.2.2.A. IMÁGENES POTENCIADAS EN T1 SE DEL CORION PERIÓPLICO

En T1 SE, el corion perióplico presenta un tono de gris que, aunque con excepciones en cortes concretos (Figura 272), en general, hace que sea más difícil de delimitar del corion coronario que de la capa externa de la piel (Figura 268). Si la calidad de la imagen lo permite, en los cortes sagitales y en los coronales en los que el artefacto de volumen parcial es menor, se puede observar una pequeña línea hipointensa que lo delimita, proximalmente de la capa externa de la piel y distalmente del corion coronario (Figura 273).

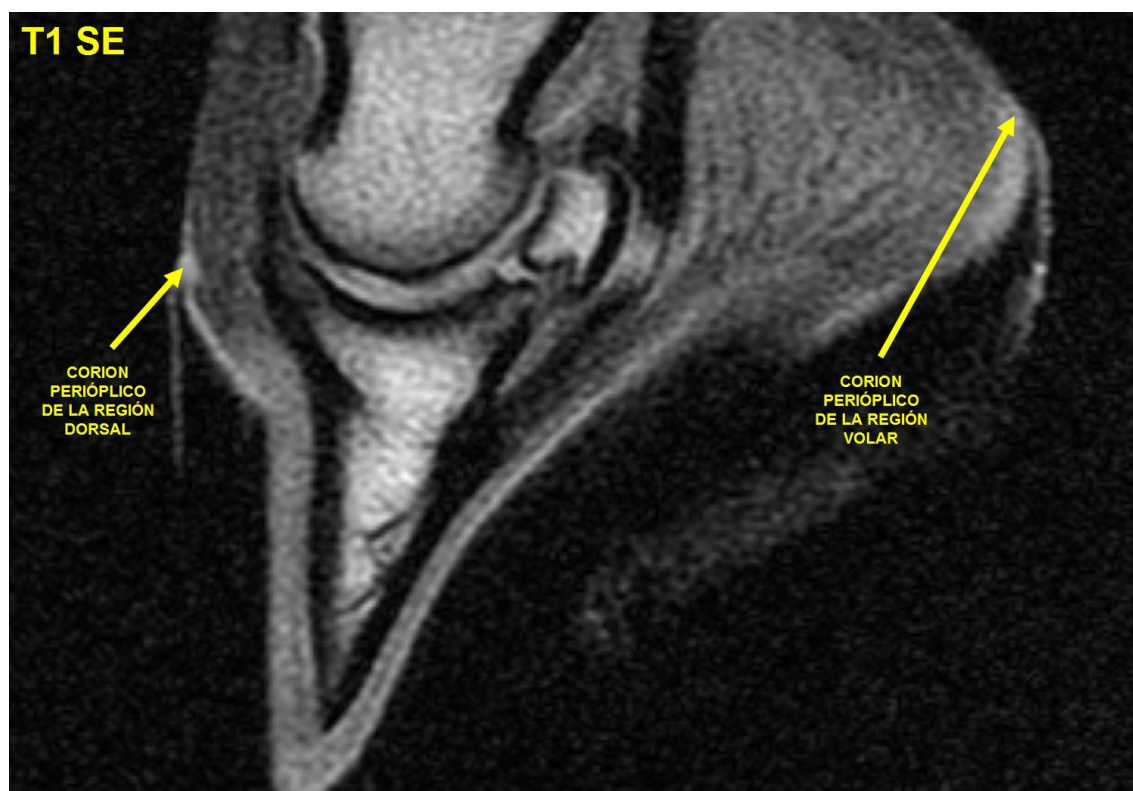


Figura 272. Imagen de un corte en el plano sagital a la altura de la zona limítrofe entre las lumbres y los hombros del casco de un caballo adulto. La imagen está potenciada en T1 SE y en ella se señala el corion perióplico de la zona dorsal y volar.

En la parte volar del casco, el corion perióplico se continúa y se funde, aparentemente sin solución de continuidad, con el corion de los talones o de la ranilla;

de ahí que su aislamiento sea bastante subjetivo y sólo se pueda hacer atendiendo a la zona de origen del periople, con lo que, si éste no se visualiza, difícilmente podremos intuir si lo que estamos viendo es el corion perióplico, el coronario de los talones o de la ranilla (Figura 272).

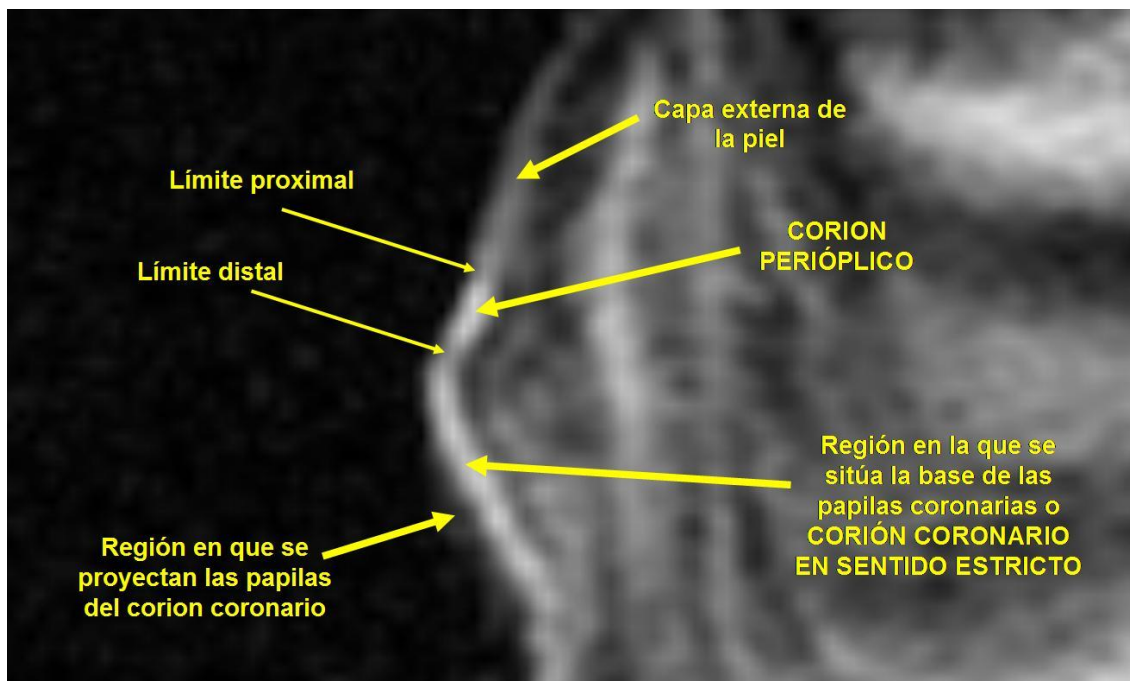


Figura 273. Detalle de la imagen de un corte en el plano coronal, potenciado en T1 SE, a nivel del rodete coronario del casco, de una extremidad posterior de un caballo adulto aquejado de infosura. Se señalan, como límites proximal y distal, las dos tenues bandas hipointensas que delimitan el corion perióplico de la capa externa de la piel proximalmente y del corion coronario distalmente.

Podríamos decir que la tendencia observada es que el corion perióplico aparezca hiperintenso en relación al aire y a la capa de tejido conjuntivo más denso que lo delimita interiormente, que parece ser la proyección distal de la capa reticular de la dermis; en relación a la capa externa de la piel, que fundamentalmente correspondería, según nuestros resultados, a la capa papilar de la dermis junto con algún resto de la epidermis capaz de generar señal, lo normal es que aparezca ligeramente hiperintenso y, en relación al corion coronario propiamente dicho, o lo que es lo mismo, a la región del rodete coronario que se correspondería con el espacio ocupado por la base de las papilas coronarias y el tejido más próximo sobre el que se sustentan, la tendencia es a presentar la misma IS, es decir a ser isointenso, aunque, en contadas ocasiones, en algunos cortes concretos, puede aparecer ligeramente hiperintenso o ligeramente hipointenso (Figura 273 y Figura 274).

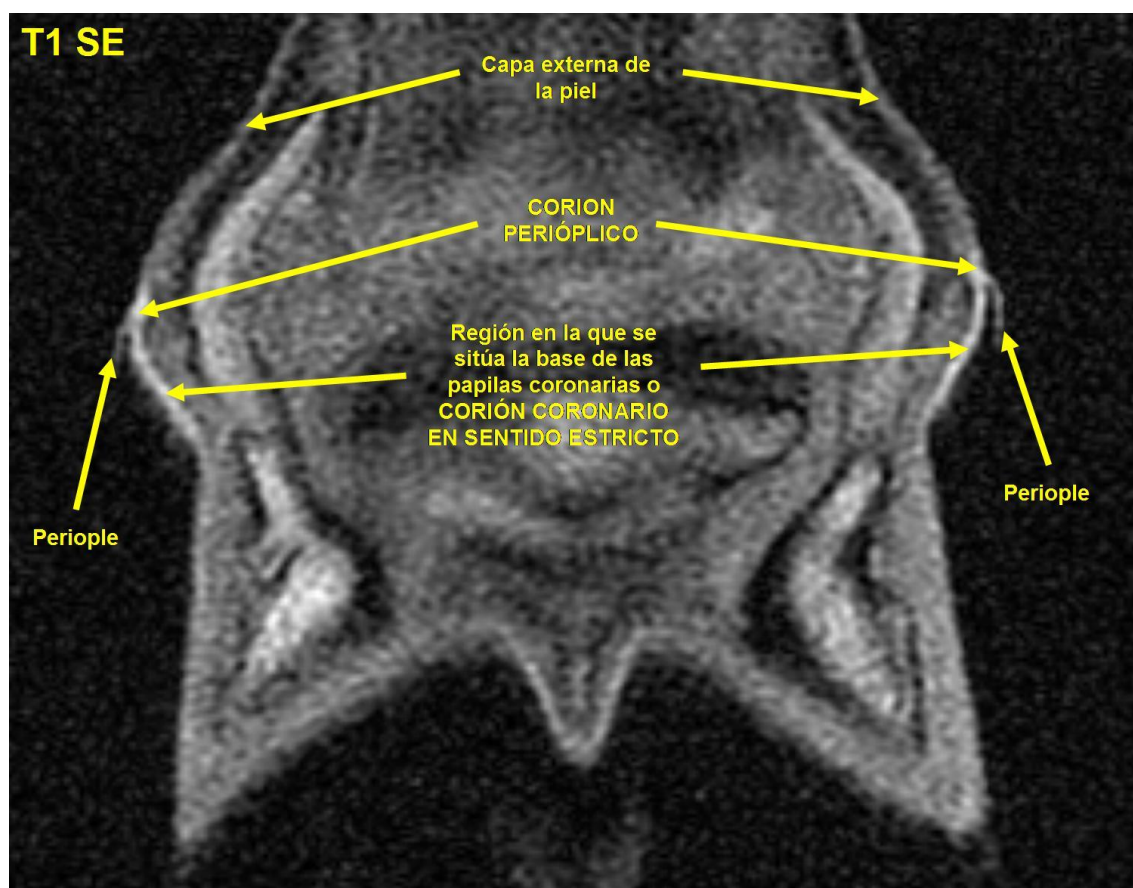


Figura 274. Imagen de un corte coronal, potenciado en T1 SE, del casco de un caballo adulto sin lesión en la zona, a la altura del tercio volar del navicular, en la que se señala el corion perióplico y algunas de las estructuras con las que se relaciona.

El hecho de que la tendencia entre el corion coronario y el corion perióplico sea a presentar tonos de gris de intensidad similar en la imagen, complica la tarea de distinguir uno de otro, sobre todo en las imágenes en las que se puede producir un mayor artefacto de volumen parcial entre los dos, como son las obtenidas en el plano transversal. Si se visualiza el periople, éste se puede tomar como referencia para no confundir el corion coronario con el perióplico, ya que, por su disposición anatómica, cuando observamos el periople separado de la banda de alto tono de gris que podría representar cualquiera de ambas estructuras dérmicas, sabremos que, se trata del corion coronario y no del perióplico; por el contrario, cuando el periople casi no se pueda independizar de la banda de corion o se observe adherido a ésta, sabremos que, aunque pueda existir artefacto de volumen parcial en cierta medida, en esencia, se tratará del corion perióplico (Figura 275); sin embargo, cuando el periople no se visualiza en estos cortes transversales, la tarea se complica enormemente, hasta tal punto que hay ocasiones en que no podemos distinguir si estamos observando el corion perióplico o la

zona más proximal del corion coronario (Figura 276), ni siquiera comparando con los cortes sagitales de la misma región en la misma potenciación.

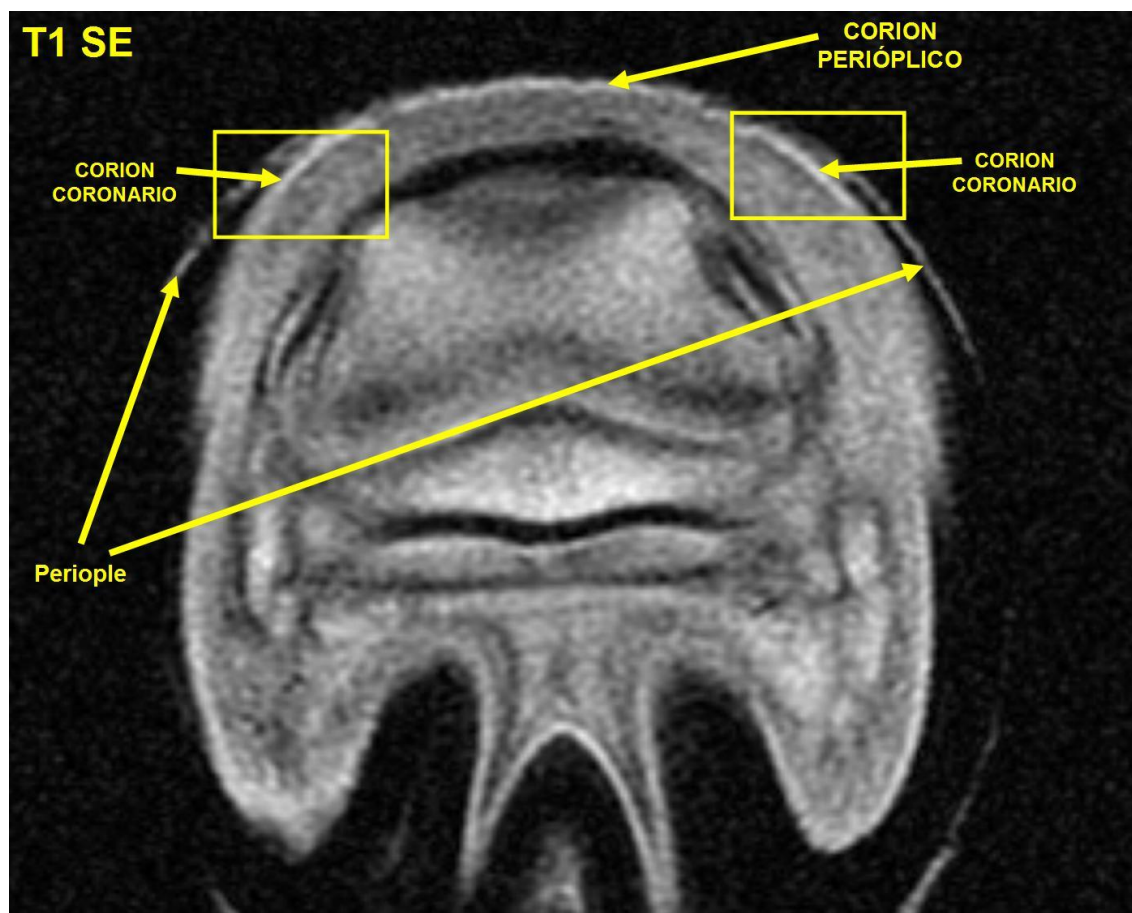


Figura 275. Imagen de un corte transversal de la parte más proximal del casco de un caballo adulto sano, potenciado en T1 SE, en el que se señala el corion perióptico de la región de las lumbres, el corion coronario, que se puede visualizar en la región de los hombros, y el periople.

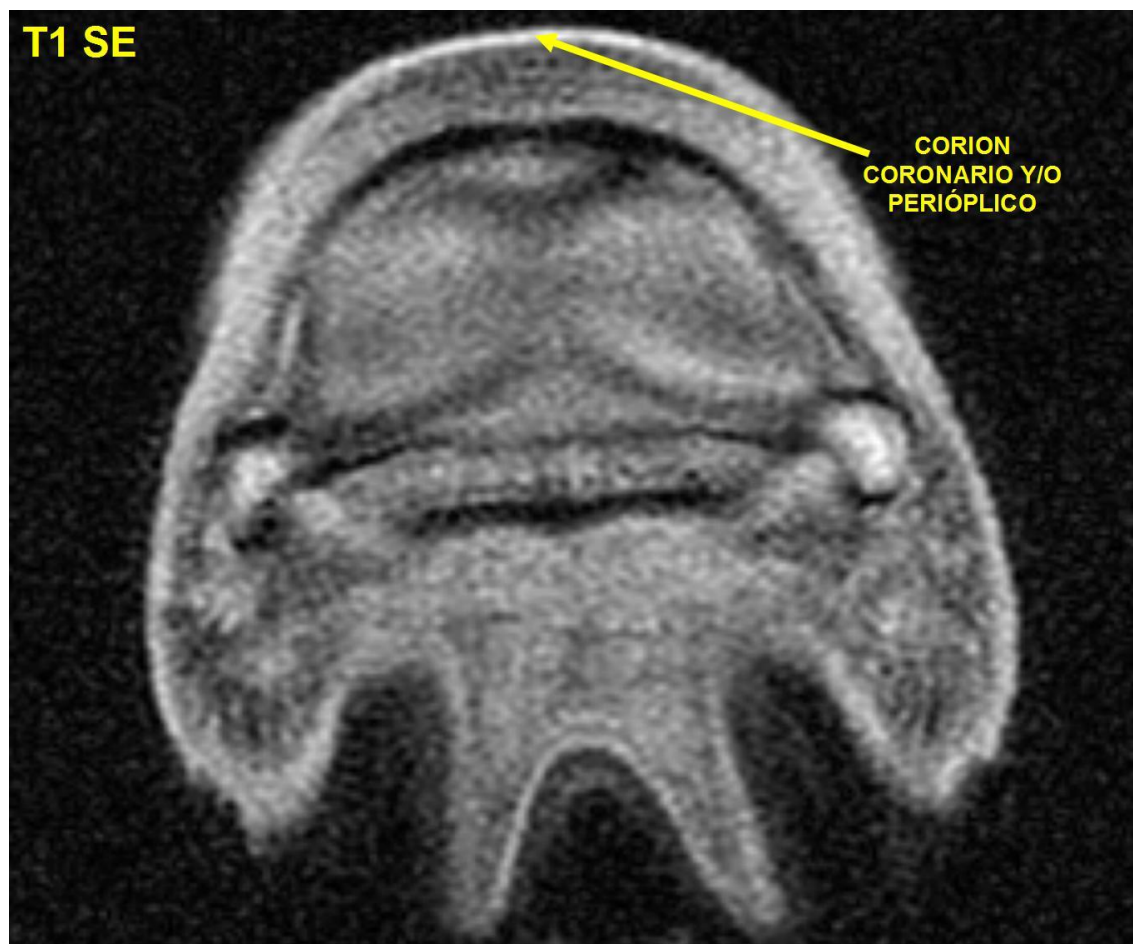


Figura 276. Imagen un corte transversal de la parte proximal del casco posterior de un caballo adulto con infosura, potenciada en T1 SE en la que se señala una banda hiperintensa en la región de las lumbres, que podría representar tanto el corion perióplico como la parte más proximal del corion coronario, o bien una mezcla de la señal de ambos en virtud del artefacto de volumen parcial que se produce, en mayor o menor medida, en IRM.

En animales inmaduros como los potrillos de corta edad y los neonatos, las relaciones entre las intensidades de señal de unas y otras estructuras no son las mismas que en los adultos, de manera que las intensidades o tonos de gris que se observan en la imagen hacen que, además de presentarse los mismos problemas que surgen para la identificación y aislamiento del corion perióplico en adultos, aparezcan otros como, por ejemplo, un menor contraste entre el tono de gris de la capa externa de la piel y el de dicho corion (Figura 277).

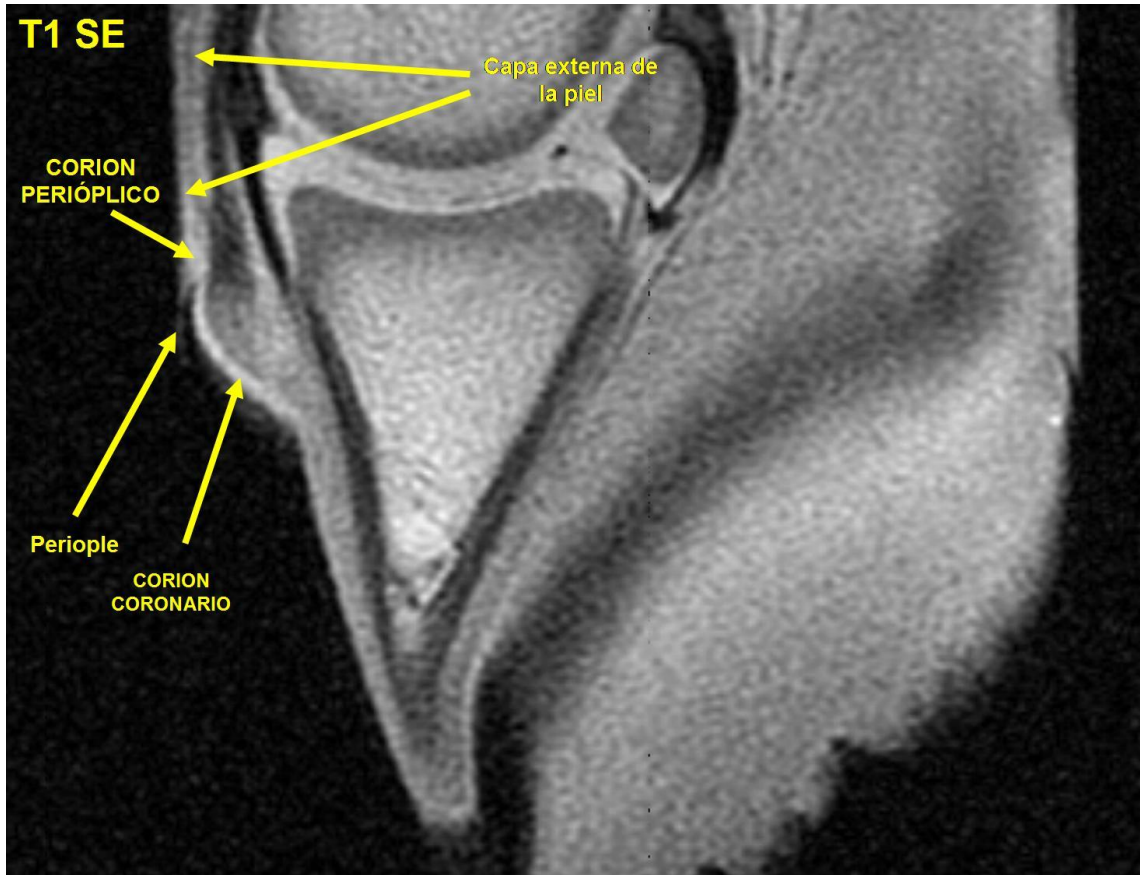


Figura 277. Imagen de un corte sagital del casco de un neonato, a nivel del tercio central de las lumbres, potenciada en T1 SE, en la que se señala el corion perióplico y alguna de sus estructuras relacionadas. Se observa la duplicidad en la capa externa de la piel que ya se ha señalado, en el apartado correspondiente a esa estructura, para los neonatos y potrillos.

La frecuencia con que las diferentes series estudiadas en esta potenciación fueron aptas para la valoración del periople se representa gráficamente en la Figura 278.



VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	18	232,16	114,18	121	508,85	121	52,75	179,41	284,91
GRIS PRINCIPAL	18	8,83	2,68	3,5	12,5	9,5	1,24	7,59	10,07
GRIS SECUNDARIO	18	7,22	2,44	3,5	11,5	7,5	1,13	6,09	8,35
HETEROGENEIDAD	18	1,44	0,51	1	2	1	0,24	1,20	1,68
DIÁMETRO DEL GRANO *	4	1,75	0,35	1,25	2	2	0,34	1,41	2,09

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	11	61,11%	61,11%	35,75%	82,70%
GR	5	27,78%	88,89%	9,69%	53,48%
LISA	2	11,11%	100,00%	1,38%	34,71%
TOTAL	18	100,00%	100,00%		

2-MADUROS CON INFOSURA FOV 256 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	4	228,44	196,20	86,99	515,73	86,99	192,27	36,17	420,71
GRIS PRINCIPAL	4	10,25	3,30	5,5	12,5	12,5	3,23	7,02	13,48
GRIS SECUNDARIO	4	9,00	4,04	3,5	12,5	3,5	3,96	5,04	12,96
HETEROGENEIDAD	4	0,75	0,50	0	1	1	0,49	0,26	1,24
DIÁMETRO DEL GRANO *	0	NP	NP	NP	NP	NP	NP	NP	NP

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	2	50,00%	50,00%	6,76%	93,24%
GR	0	0,00%	50,00%	0,00%	60,24%
LISA	2	50,00%	100,00%	6,76%	93,24%
TOTAL	4	100,00%	100,00%		

3- INMADUROS SIN LESIÓN FOV 512 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	5	337,45	337,18	88,8	910,62	88,8	295,55	41,90	633,00

GRIS PRINCIPAL	5	9,90	1,52	7,5	11,5	10,5	1,33	8,57	11,23
GRIS SECUNDARIO	5	9,50	1,58	7,5	11,5	7,5	1,38	8,12	10,88
HETEROGENEIDAD	5	1,00	0,00	1	1	1	NP	NP	NP
DIÁMETRO DEL GRANO *	0	NP	NP	NP	NP	NP	NP	NP	NP

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	4	80,00%	80,00%	28,36%	99,49%
GR	0	0,00%	80,00%	0,00%	52,18%
LISA	1	20,00%	100,00%	0,51%	71,64%
TOTAL	5	100,00%	100,00%		

4- MADUROS SIN LESIÓN FOV 512 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	11	324,40	115,60	136,11	475,6	136,11	68,31	256,09	392,71
GRIS PRINCIPAL	11	8,41	2,98	2,5	11,5	10,5	1,76	6,65	10,17
GRIS SECUNDARIO	11	6,05	1,81	2,5	8,5	6,5	1,07	4,98	7,12
HETEROGENEIDAD	11	1,55	0,52	1	2	2	0,31	1,24	1,86
DIÁMETRO DEL GRANO *	5	1,55	0,21	1,25	1,75	1,5	0,18	1,37	1,73

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	6	54,55%	54,55%	23,38%	83,25%
GR	5	45,45%	100,00%	16,75%	76,62%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	28,49%
TOTAL	11	100,00%	100,00%		

5- MADUROS CON INFOSURA FOV 512 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	14	433,95	100,07	200,89	556,55	200,89	52,42	381,53	486,37
GRIS PRINCIPAL	14	9,79	1,73	6,5	12,5	10,5	0,91	8,88	10,70

GRIS SECUNDARIO	14	8,79	1,38	6,5	11,5	8,5	0,72	8,07	9,51
HETEROGENEIDAD	14	1,21	0,43	1	2	1	0,23	0,98	1,44
DIÁMETRO DEL GRANO *	3	1,33	0,38	1	1,75	1	0,43	0,90	1,76

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	9	64,29%	64,29%	35,14%	87,24%
GR	3	21,43%	85,71%	4,66%	50,80%
LISA	2	14,29%	100,00%	1,78%	42,81%
TOTAL	14	100,00%	100,00%		

Figura 279. Tablas con los resultados del corion perióplico, para los distintos parámetros estudiados, en las imágenes potenciadas en T1 SE; DS representa la desviación estándar, Min. el valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR textura granular, ALG textura algodonosa, IS intensidad de señal y NP representa “no procede” (por ser el valor de la DS igual a 0). Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$).

Visto todo lo expuesto hasta aquí y teniendo en cuenta los valores del grosor de corte y el espacio entre los mismos, tal y como están señalados en el apartado de material y métodos, la **IRM del corion perióplico en T1**, obtenida mediante la secuencia de pulsos convencional SE, se puede describir para cada grupo de animales estudiado, utilizando los parámetros analizados en este trabajo, de la forma que se expone a continuación:

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 256:

Animales maduros sin lesión. Se trata de una estructura con un valor de IS media de en torno a 232 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 8,83 y uno secundario de 7,22. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,44, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se repartió entre algodonosa, lisa y granular, con una frecuencia de 11,1%, 61,1% y 27,8% respectivamente, presentando el grano de la imagen, en esta última, un diámetro medio de 1,75mm.

Animales maduros con infosura. Se trata de una estructura con un valor de IS media de en torno a 228 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 10,25 y uno secundario de 9. Su heterogeneidad media se sitúa en un

valor de 0,75, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se repartió entre algodonosa y lisa, con una frecuencia de 50% y 50% respectivamente.

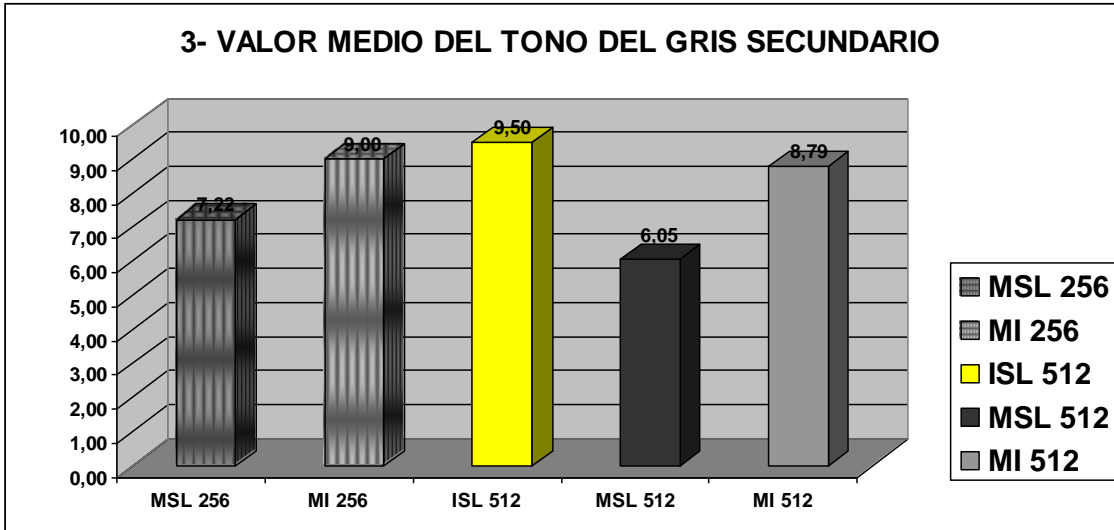
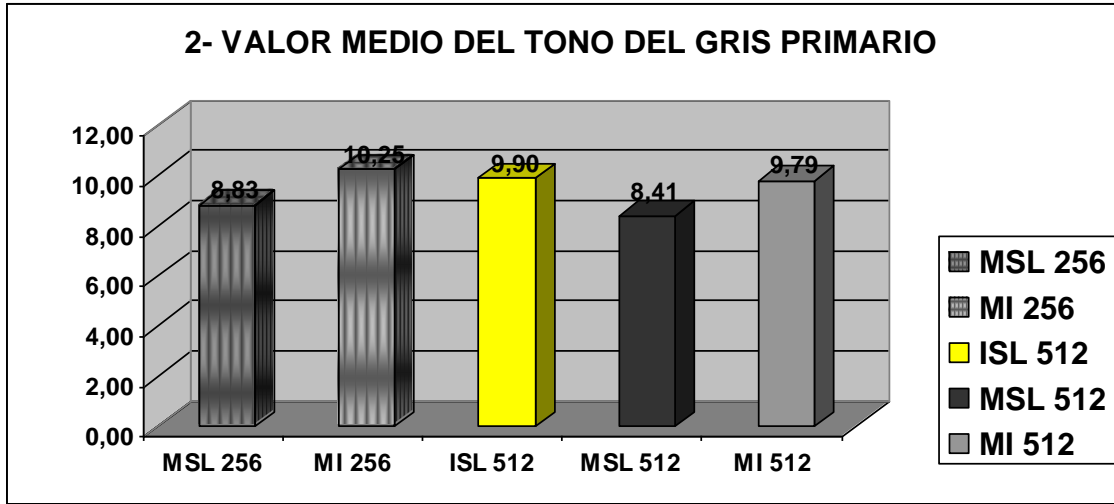
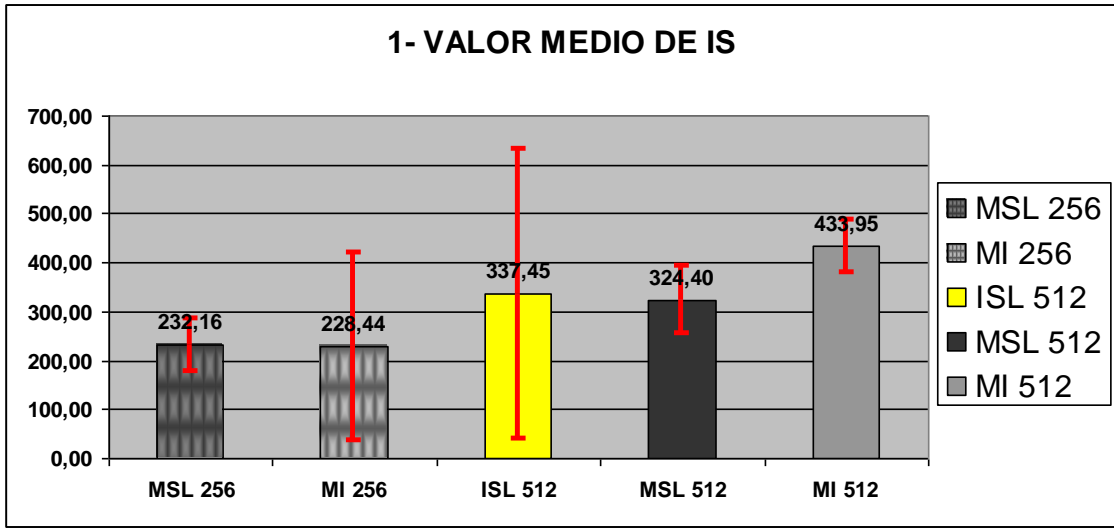
Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 512:

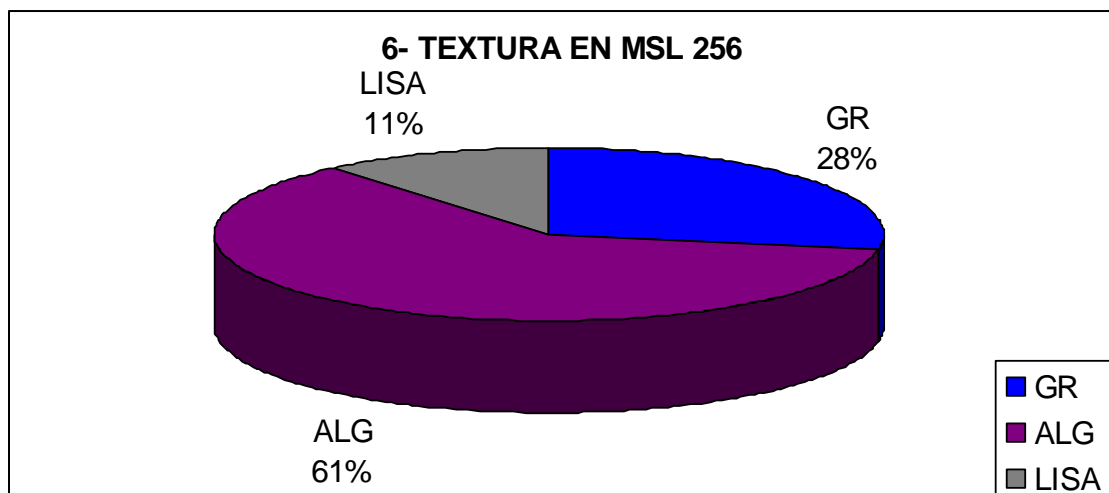
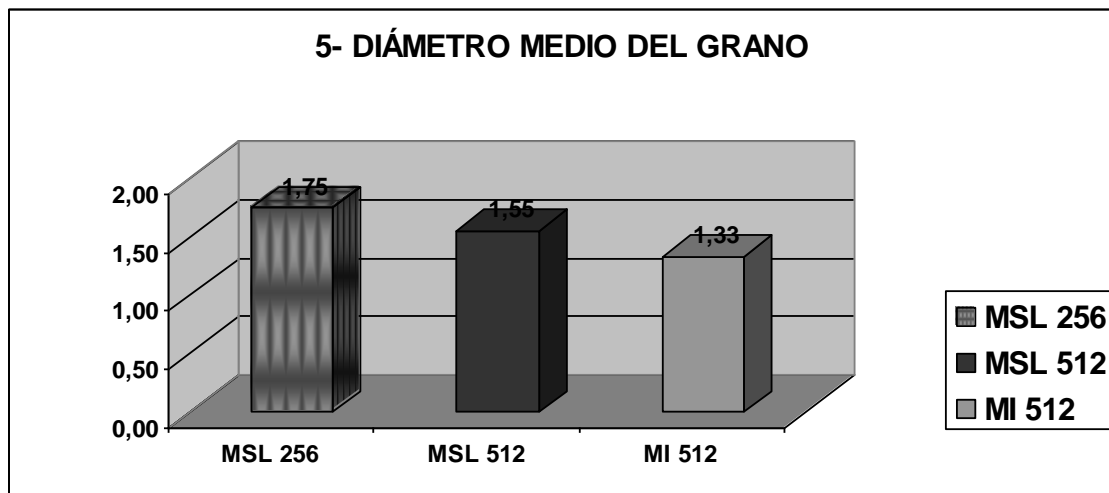
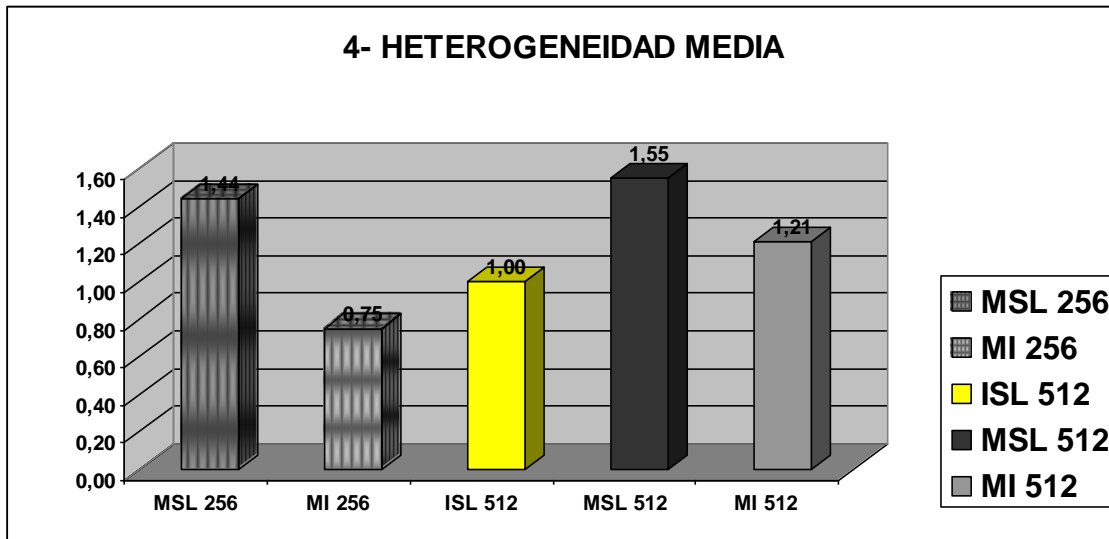
Animales inmaduros sin lesión. Presentaban un valor de IS media de en torno a 337 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 9,9 y uno secundario de 9,5. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se repartió entre algodonosa y lisa, con una frecuencia de 80% y 20% respectivamente.

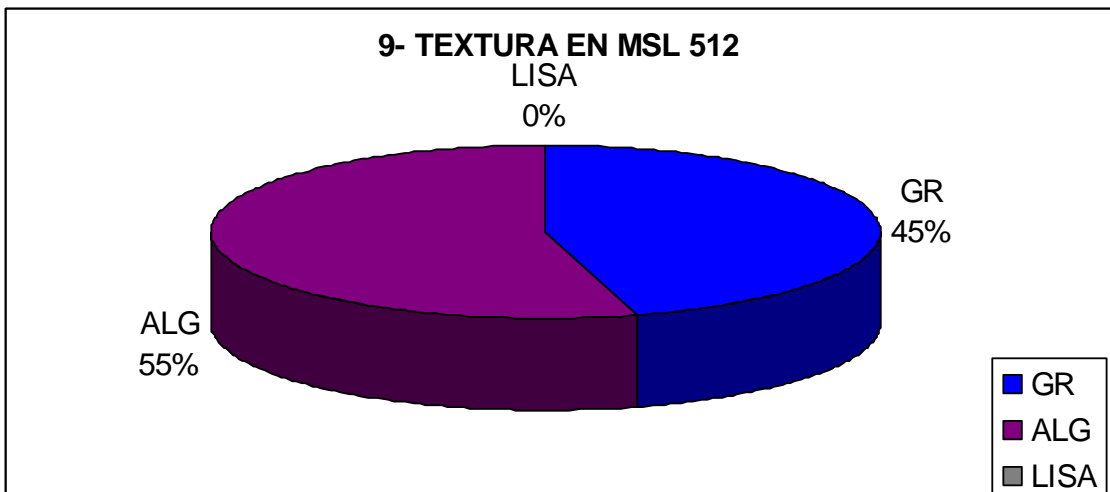
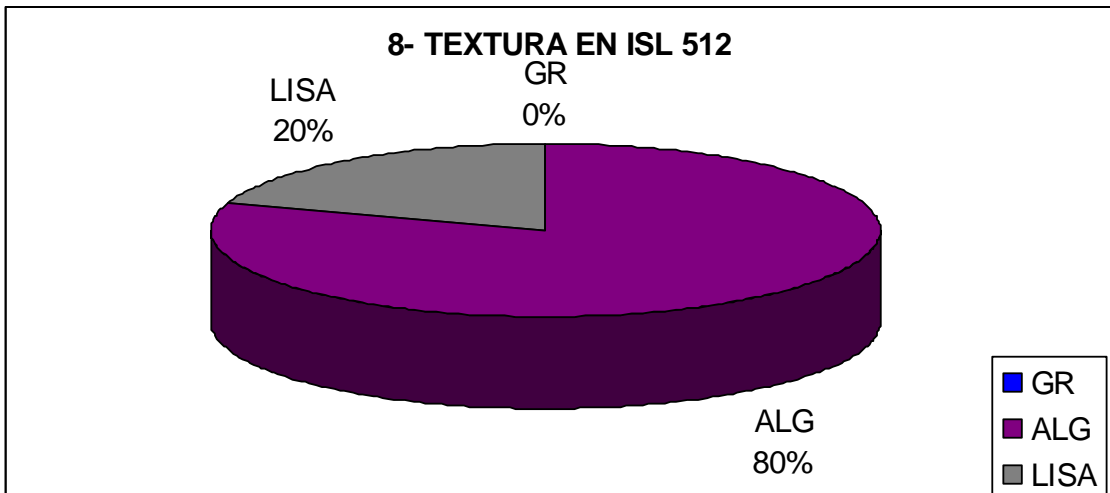
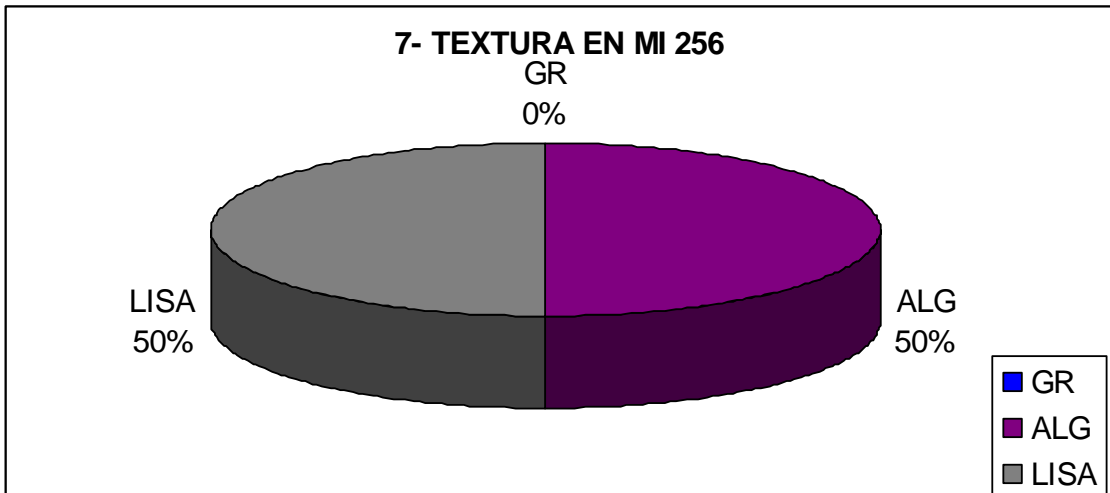
Animales maduros sin lesión. Presentaban un valor de IS media de en torno a 324 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 8,4 y uno secundario de 6,05. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,55, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se repartió entre algodonosa y granular, con una frecuencia de 54,5% y 45,5% respectivamente, presentando el grano de la imagen, en esta última, un diámetro medio de 1,55mm.

Animales maduros con infosura. La IS media fue de en torno a 434 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 9,8 y el secundario de 8,8. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,21, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se repartió entre algodonosa, lisa y granular, con una frecuencia de 64,3%, 15,3% y 21,4% respectivamente, presentando el grano un diámetro medio de 1,33mm.

A continuación, se exponen de forma gráfica los valores medios de los resultados de los parámetros estudiados, en la Figura 280.







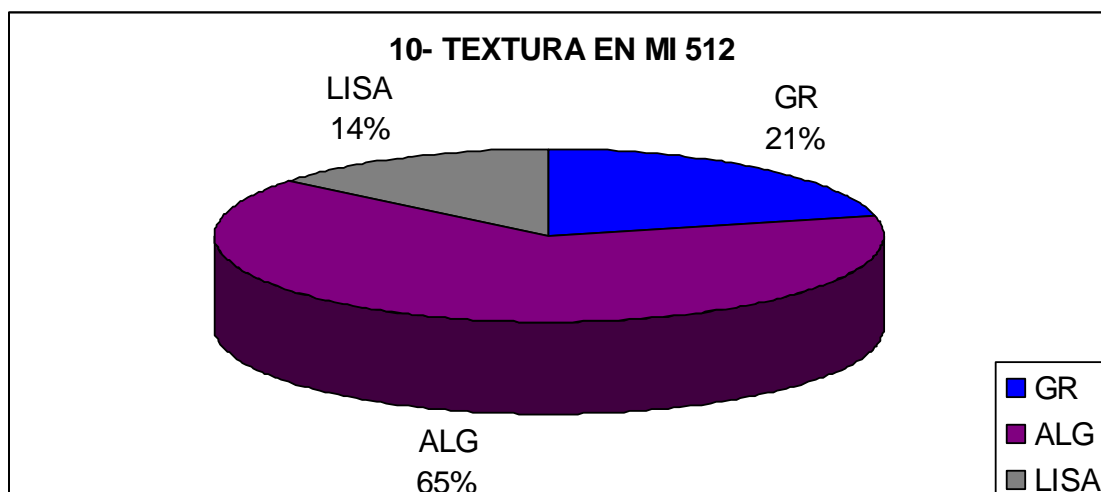


Figura 280. Representación gráfica de la comparación de las medias de los resultados obtenidos, a partir de las imágenes potenciadas en T1 SE, en los distintos parámetros estudiados, en función del grupo al que pertenecen; en la gráfica 1 se representan los intervalos de confianza para cada media; GR textura granular, ALG textura algodonosa, LISA textura lisa. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). MSL 256 (maduros sin lesión con FOV 256); MI 256 (maduros con infosura con FOV 256); ISL 512 (inmaduros sin lesión con FOV 512); MSL 512 (maduros sin lesión con FOV 512); MI 512 (maduros con infosura con FOV 512).

Si observamos la gráfica 1 de la Figura 280, vemos que, en las imágenes potenciadas en T1 SE con FOV 256, los animales maduros, tanto sin lesión como con infosura, presentan una IS muy similar, aunque el intervalo de confianza de los datos del grupo con infosura es muy amplio y mucho mayor que el del grupo de maduros sin lesión. En las imágenes con FOV 512 y mayor matriz, los caballos aquejados de infosura presentan un corion perióplico con mayor IS que los caballos sin lesión, con un intervalo de confianza similar. Los animales inmaduros sin lesión con FOV 512 presentan una IS parecida a los maduros sin lesión con FOV 512, pero su intervalo de confianza es el más amplio de todos los grupos. En este punto, hemos de señalar que, aunque a la hora de manejar los datos obtenidos en este parámetro, hemos tratado de forma conjunta los obtenidos a partir de las zonas dorsal, lateral, medial y volar del casco, en el proceso de obtención y registro de los datos, las IS provenientes de la zona volar superaban, en casi todos los casos, en valor absoluto a los obtenidos de las otras zonas.

En cuanto al tono de gris primario o principal, podemos observar, en la gráfica 2 de la Figura 280, que los caballos aquejados de infosura son los que presentaban una

mayor tono de gris en el corion perióplico en la potenciación T1 SE, mientras que los caballos sin lesión en esa zona presentaban un gris en torno a un tono y medio menor. Los animales inmaduros sin lesión, de los que sólo tenemos imágenes con FOV 512, presentaban también un tono de gris algo mayor de un punto por encima del de las imágenes equivalentes de los caballos maduros.

Si estudiamos el tono de gris secundario, parece existir un poco más de variabilidad, pero los animales maduros con infosura siguen presentando un tono de gris mayor que los animales maduros sin lesión, tanto en las imágenes con menor matriz como en las de mayor matriz; por su parte, los animales inmaduros, en las imágenes con FOV 512, presentan un tono de gris secundario mayor que ninguno de los otros grupos (gráfica 3, Figura 280).

Observando el parámetro de heterogeneidad media, vemos que, dentro de los animales maduros, aquellos que no presentan lesión en la zona arrastran una mayor heterogeneidad, mientras que los aquejados de infosura tienen una señal más homogénea en su imagen. Las imágenes de los animales inmaduros sin lesión presentan, para el corion perióplico, una señal más homogénea incluso que la de los caballos que sufren infosura en las imágenes con FOV 512, aunque no tanto como la de los adultos enfermos con FOV 256 (gráfica 4, Figura 280)

En esta estructura y potenciación, la textura granular de la señal no es tan frecuente como en otros lugares, tales como la piel o el periople, sin embargo, dependiendo del grupo de imágenes, aún aparece de forma más o menos significativa, como trataremos en los párrafos siguientes a este. Para aquellos casos en que esta textura se clasificó efectivamente como granular, el diámetro medio del grano varió entre 1,75 mm y 1,33 mm. Sólo tres grupos presentaron imágenes con textura granular, siendo el mayor tamaño del grano el correspondiente al grupo de animales maduros sin lesión con FOV 256, seguido por el de los maduros sin lesión con FOV 512 y por el grano más pequeño del grupo de caballos con infosura con FOV 512 (gráfica 5, Figura 280).

La textura (gráficas 6 a 10 de la Figura 280) varió en función del grupo de imágenes, de manera que, en el grupo de animales maduros sin lesión con FOV 256, la señal fue algodonosa en un 61% de los casos, granular en un 28% y lisa en un 11%. En

el caso de los caballos con infosura y FOV 256, no se observó la textura granular y las imágenes se dividieron en dos grupos idénticos, con textura algodonosa y lisa respectivamente. En el grupo de animales inmaduros, tampoco se observaron imágenes con textura granular y la textura algodonosa apareció en un 80% de los casos, mientras que la lisa apareció en el 20% restante. En el grupo de caballos maduros sin lesión con FOV 512, no aparecieron imágenes con textura lisa y la granular presentó una frecuencia del 45%, frente al 55% de la algodonosa. Finalmente, en el grupo de caballos maduros con infosura y FOV 512, la textura algodonosa predominó con una frecuencia del 65%, seguida de la granular con un 21% y, en menor porcentaje, con un 14%, de la textura lisa.

5.1.2.2.B. IMÁGENES POTENCIADAS EN DP SE DEL CORION PERIÓPLICO

A primera vista, aunque su morfología, localización y estructuras adyacentes, como es lógico, son las mismas, el corion perióplico, en los cortes potenciados en DP, muestra, aparentemente, un patrón más algodonoso y liso y menos granular que en T1, y se puede decir que, en nuestro estudio, en los cortes potenciados en DP, se discriminan peor sus límites que en T1.

Es difícil establecer unas relaciones de IS o de tonos de gris constantes con las estructuras que lo rodean, ya que, en esta potenciación, si bien es cierto que siempre aparece hiperintenso en relación a la señal del aire, de la pared del casco y de la capa inmediatamente subyacente que se prolonga desde el estrato reticular de la dermis; en relación a la capa externa de la piel y al corion coronario, aparece hiper, iso o hipointenso sin razón aparente en unas u otras imágenes, aunque, mayoritariamente, se observa isointenso en relación al corion coronario y, por lo tanto, al igual que ocurría en T1 SE, en estos casos se delimita peor de esta estructura que de la capa externa de la piel. Si la calidad de la imagen lo permite, también al igual que en T1 SE, en los cortes sagitales y en los coronales, en los que el artefacto de volumen parcial es menor, se puede observar una pequeña línea hipointensa que lo delimita proximalmente de la capa externa de la piel y, distalmente, del corion coronario (Figura 282).

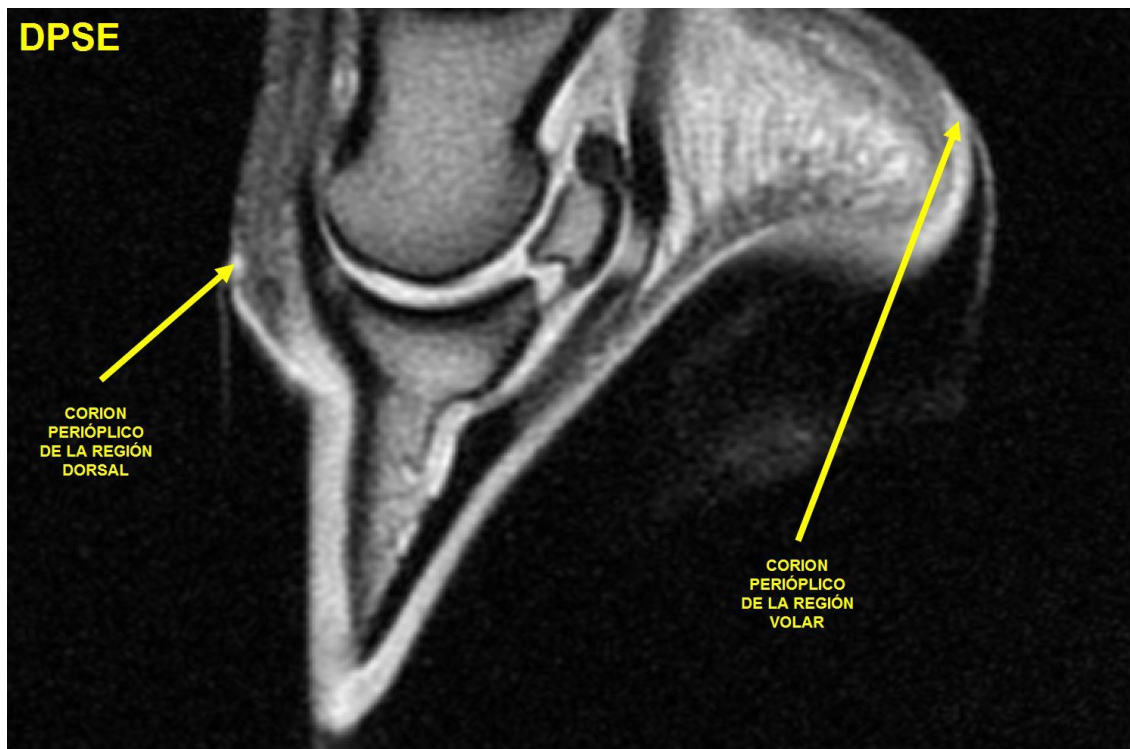


Figura 281. Imagen de un corte, en el plano sagital, a la altura de la zona limítrofe entre las lumbres y los hombros del casco de un caballo adulto sano. La imagen está potenciada en DP SE y en ella se señala el corion perióptico de las zonas dorsal y volar.

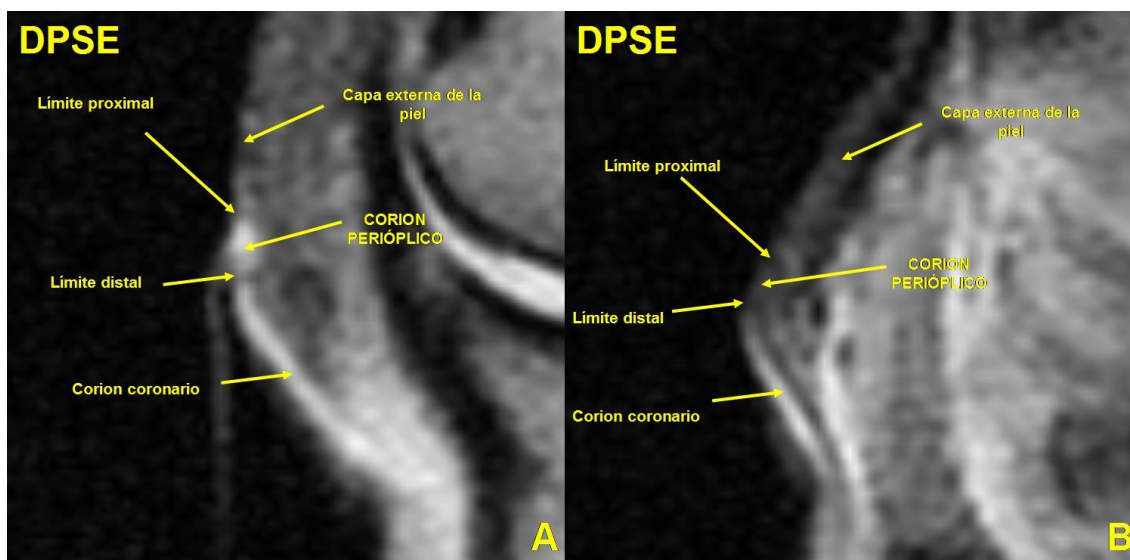


Figura 282. Detalle de la imagen de un corte en el plano sagital (A) y coronal (B), potenciados en DP SE, a nivel del rodete coronario del casco, provenientes de dos caballos adultos sin lesión en la zona. Se señalan, como límites proximal y distal, en ambas imágenes, las dos tenues bandas hipointensas que delimitan el corion perióptico de la capa externa de la piel proximalmente y del corion coronario distalmente. Se puede observar que, en la imagen A, el corion perióptico aparece isointenso en relación al corion coronario, mientras que, en la imagen B, aparece isointenso en relación a la capa externa de la piel.

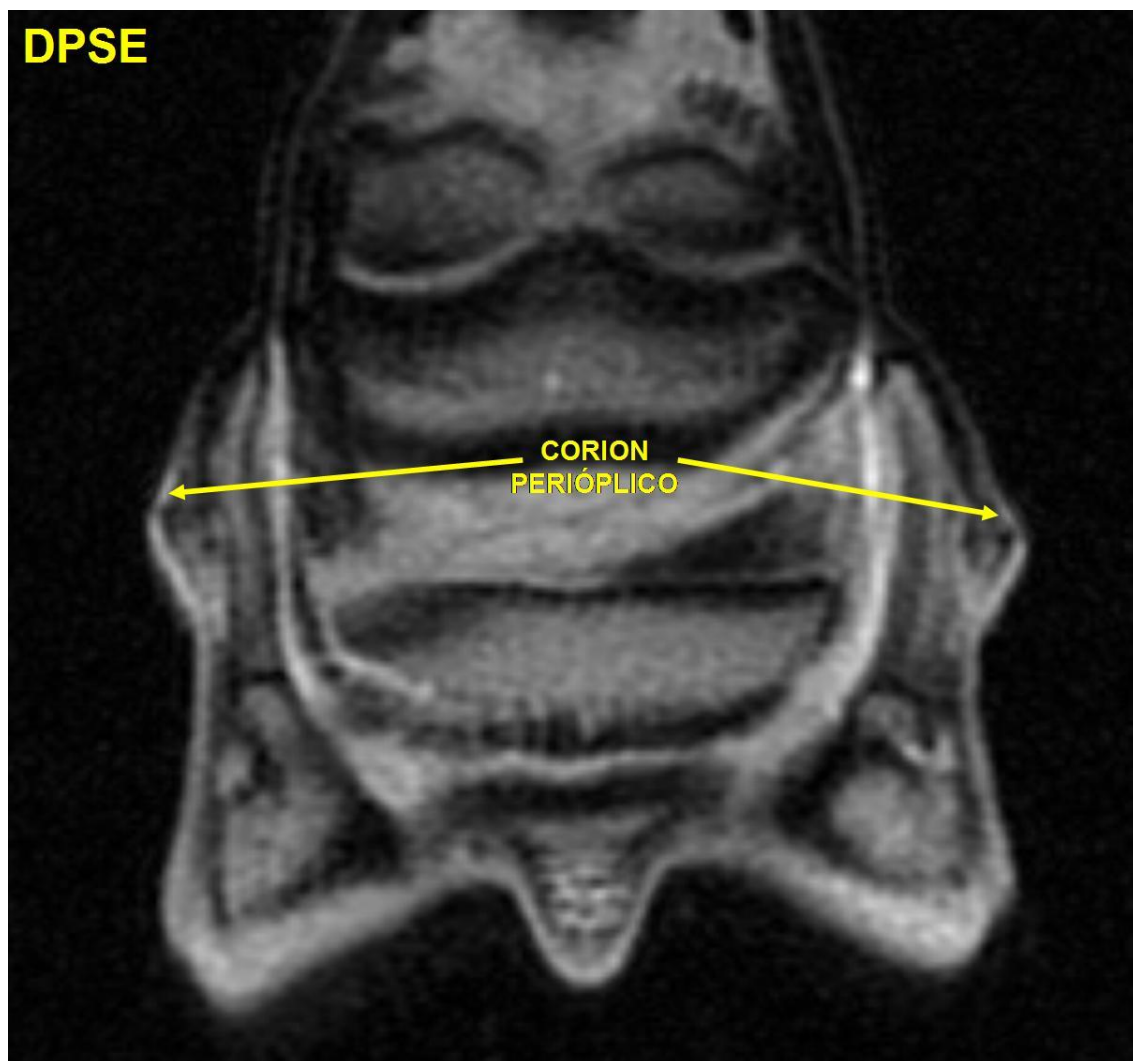


Figura 283. Imagen de un corte coronal, potenciado en DP SE, de un casco posterior de un caballo adulto con infosura, a la altura del tercio medio del navicular, en el que se señala el corion perióplico.

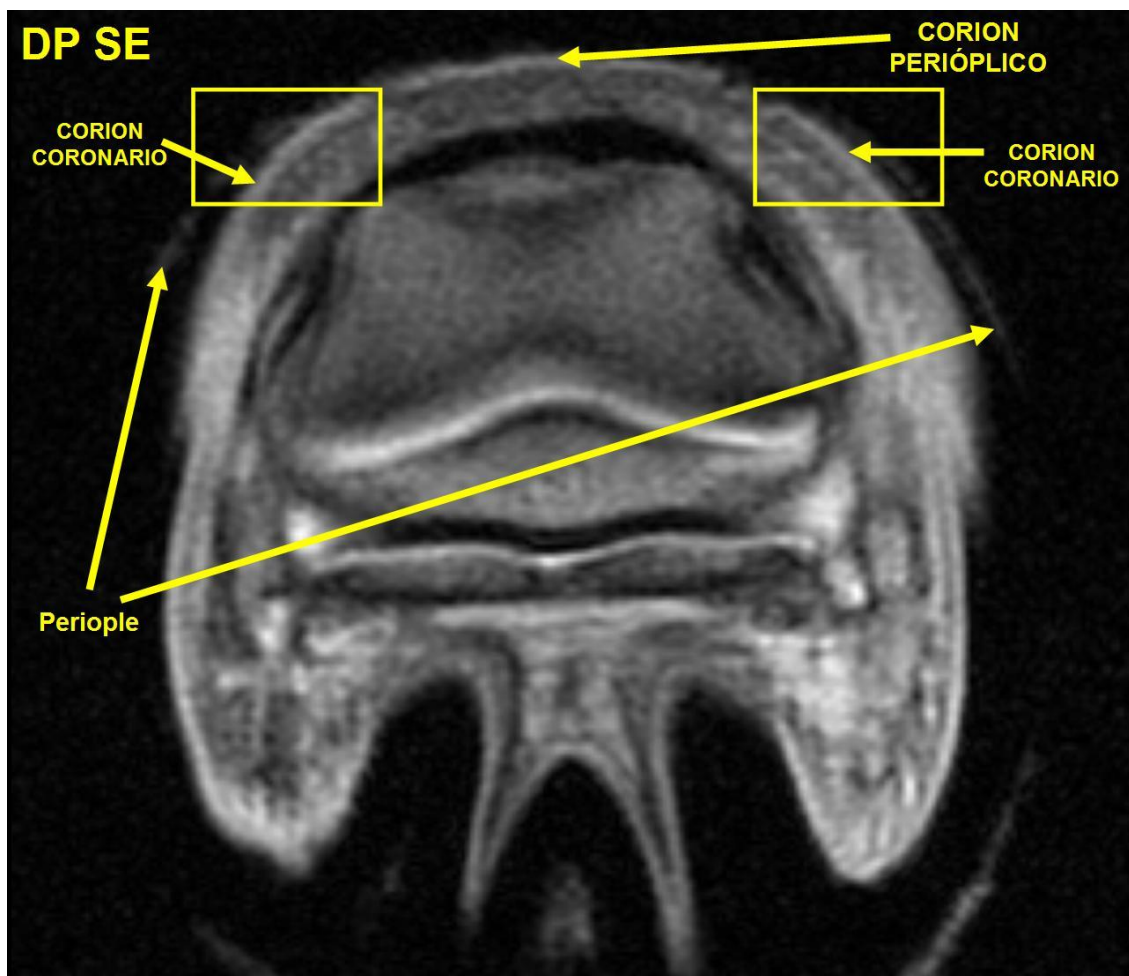


Figura 284. Imagen de un corte transversal de la parte más proximal del casco de un caballo adulto sano, potenciado en DP SE, en el que se señala el corion perióptico de la región de las lumbres, el corion coronario, que se puede visualizar en la región de los hombros, y el periople.

Al igual que en las imágenes potenciadas en T1 SE, el hecho de que la tendencia entre el corion coronario y el corion perióptico sea a presentar tonos de gris de intensidad similar en la imagen, complica la tarea de distinguir uno de otro, sobre todo en las imágenes en las que se puede producir un mayor artefacto de volumen parcial entre los dos, como son las obtenidas en el plano transversal. También aquí, si se visualiza el periople, éste se puede tomar como referencia para no confundir el corion coronario con el perióptico, ya que, por su disposición anatómica, cuando observamos el periople separado de la banda de alto tono de gris que podría representar cualquiera de ambas estructuras dérmicas, sabremos que se trata del corion coronario y no del perióptico; por el contrario, cuando el periople casi no se pueda independizar de la banda de corion o se observe adherido a ésta, sabremos que, aunque pueda existir, en cierta medida, artefacto de volumen parcial, en esencia, se tratará de corion perióptico

(Figura 284); sin embargo, cuando el periople no se visualiza, la tarea se complica enormemente, hasta tal punto que hay ocasiones en que no podemos distinguir si estamos observando el corion perióplico o la zona más proximal del corion coronario (Figura 285), ni siquiera comparando el corte transversal con los sagitales de la misma región en la misma potenciación.

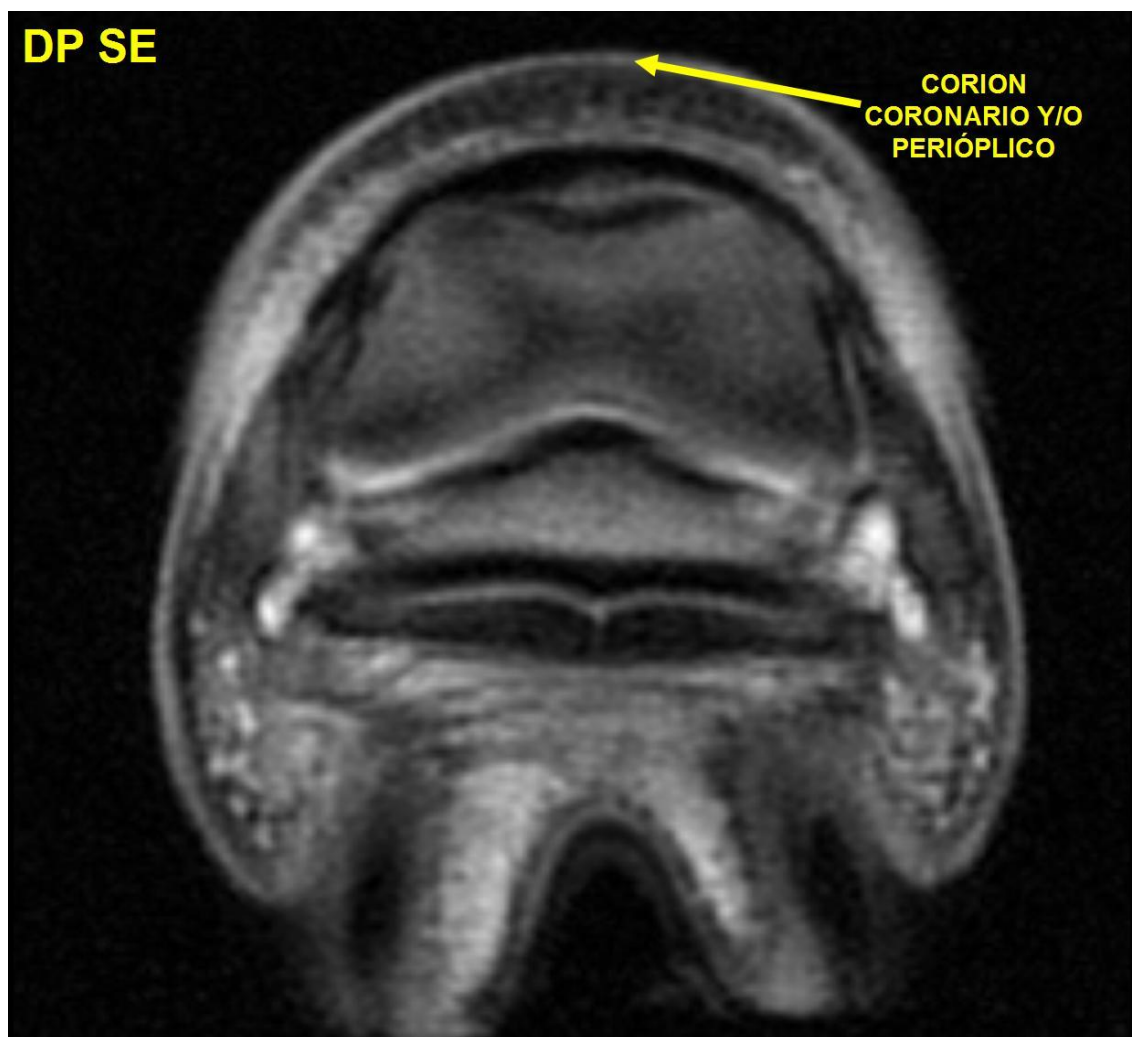


Figura 285. Imagen de un corte transversal de la parte proximal del casco posterior de un caballo adulto con infosura, potenciado en DP SE, en el que se señala una banda hiperintensa en la región de las lumbres, que podría representar tanto el corion perióplico como la parte más proximal del corion coronario, o bien una mezcla de la señal de ambos en virtud del artefacto de volumen parcial que, en mayor o menor medida, se produce en IRM.

En animales inmaduros como los potrillos de corta edad y los neonatos, de forma similar a como ocurría en T1 SE, las relaciones de intensidades de señal entre unas y otras estructuras no son las mismas que en adultos, de manera que las intensidades o tonos de gris que se observan en la imagen hacen que, además de los mismos problemas

que surgen para la identificación y aislamiento del corion perióplico en adultos, que en DP SE ya son dignos de tener en cuenta, aparezcan otros. Entre estas dificultades existentes para la identificación y delimitación del corion perióplico en animales inmaduros, podemos destacar el tono de gris que presenta, similar en relación a la capa externa de la piel y al corion coronario, de forma simultánea en las mismas imágenes; además, a esto hay que añadir que, internamente, al contrario de lo que se observa en adultos, no parece estar delimitado directamente por la capa hipointensa que se proyecta desde la dermis reticular, sino que se distingue una pequeña capa isointensa que lo separa de dicha capa hipointensa, de la que resulta extremadamente difícil de distinguir, tanto en esta potenciación como en T1 SE. Esta capa, en los cortes sagitales y coronales, se dispone desde la subcapa más externa de la capa externa hasta la parte más proximal del corion coronario, y se puede observar, en la Figura 286, internamente a la línea amarilla que delimita el área que hemos identificado como corion perióplico.

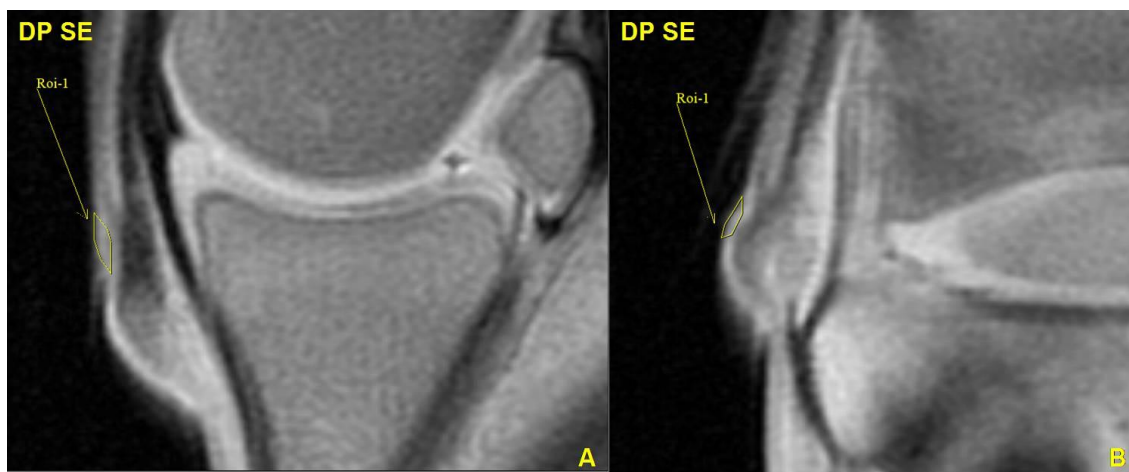


Figura 286. Imagen de un corte sagital (A) y otro coronal (B), potenciados en DP SE, del casco de un neonato, a nivel del tercio central del navicular en ambos casos, en el que se señala el corion perióplico en su perímetro con una fina línea amarilla y con la leyenda “Roi-1” en ambos casos. Se observa la duplicidad en la capa externa de la piel que ya se ha señalado, para los neonatos y potrillos, en el apartado correspondiente a esa estructura.

En esta potenciación, carecemos de imágenes con FOV 256, por lo que los grupos a valorar incluyen solamente imágenes obtenidas con un FOV 512. La frecuencia con que las diferentes series estudiadas, en esta potenciación, fueron aptas para la valoración del corion perióplico, se representa gráficamente en la Figura 287.

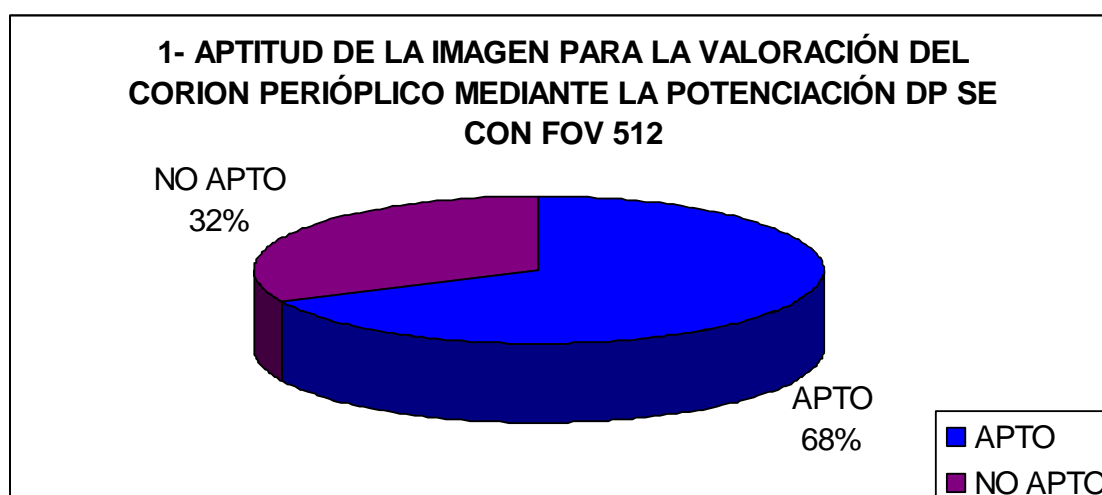


Figura 287. Representación gráfica de la aptitud de las imágenes potenciadas en DP SE, para la valoración del corion perióplico.

De la misma manera que hemos hecho, para los resultados obtenidos en los parámetros estudiados en esta estructura, con la potenciación anterior, expondremos a continuación, en forma de tablas, dichos resultados para la potenciación DP SE.

1- INMADUROS SIN LESIÓN FOV 512 DP SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	4	264,97	171,69	133,44	511,18	133,44	168,25	96,71	433,22
GRIS PRINCIPAL	4	7,75	0,50	7,5	8,5	7,5	0,49	7,26	8,24
GRIS SECUNDARIO	4	6,50	1,15	5,5	7,5	5,5	1,13	5,37	7,63
HETEROGENEIDAD	4	1,25	0,50	1	2	1	0,49	0,76	1,74
DIÁMETRO DEL GRANO *	0	NP	NP	NP	NP	NP	NP	NP	NP

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	60,24%
GR	0	0,00%	0,00%	0,00%	60,24%
LISA	4	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
TOTAL	4	100,00%	100,00%		

2- MADUROS SIN LESIÓN FOV 512 DP SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	11	491,51	173,71	192,76	778,46	192,76	102,65	388,86	594,17
GRIS PRINCIPAL	11	8,86	2,42	4,5	11,5	8,5	1,43	7,43	10,29
GRIS SECUNDARIO	11	7,41	1,97	4,5	10,5	8,5	1,16	6,25	8,57
HETEROGENEIDAD	11	1,36	0,50	1	2	1	0,30	1,06	1,66
DIÁMETRO DEL GRANO *	1	1,75	NP	1,75	1,75	1,75	NP	NP	NP

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	8	72,73%	72,73%	39,03%	93,98%
GR	1	9,09%	81,82%	0,23%	41,28%
LISA	2	18,18%	100,00%	2,28%	51,78%
TOTAL	11	100,00%	100,00%		

3- MADUROS CON INFOSURA FOV 512 DP SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	8	458,24	103,02	337,78	582,89	337,78	71,39	386,85	529,63
GRIS PRINCIPAL	8	7,63	1,81	5,5	10,5	5,5	1,25	6,38	8,88
GRIS SECUNDARIO	8	5,63	0,64	4,5	6,5	5,5	0,44	5,19	6,07
HETEROGENEIDAD	8	1,13	0,35	1	2	1	0,24	0,89	1,37
DIÁMETRO DEL GRANO *	2	1,50	0,35	1,25	1,75	1,25	0,49	1,01	1,99

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	3	37,50%	37,50%	8,52%	75,51%
GR	2	25,00%	62,50%	3,19%	65,09%
LISA	3	37,50%	100,00%	8,52%	75,51%
TOTAL	8	100,00%	100,00%		

Figura 288. Tablas con los resultados del corion perióplico, para los distintos parámetros estudiados, en las imágenes potenciadas en DP SE; DS representa la desviación estándar, Min. el

valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR textura granular, ALG textura algodonosa, IS intensidad de señal y NP representa “no procede” (por ser el valor de la DS igual a 0). Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$).

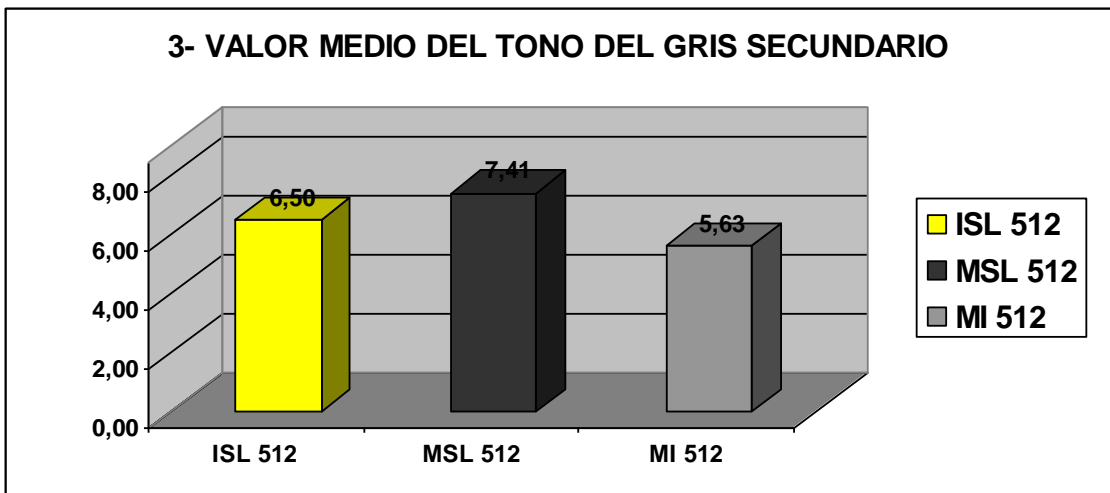
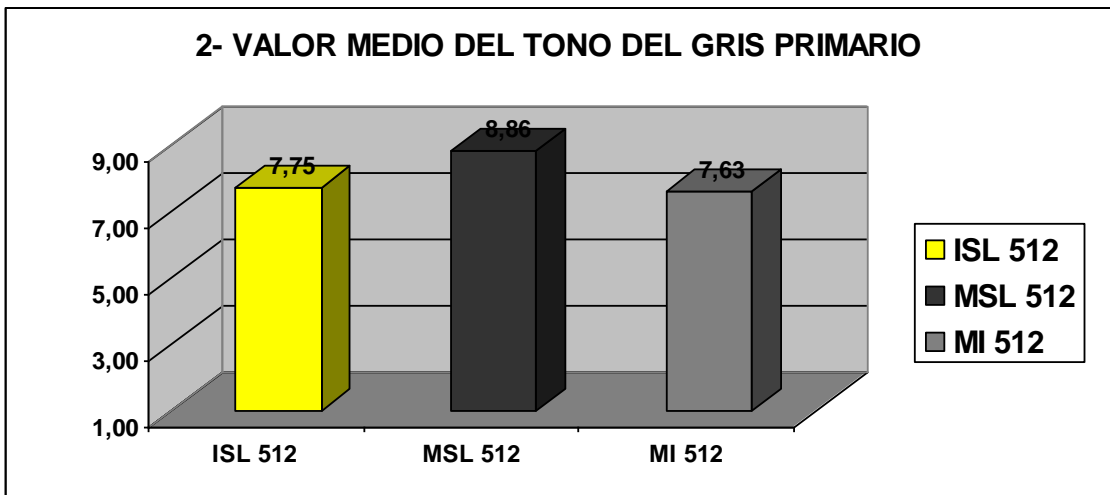
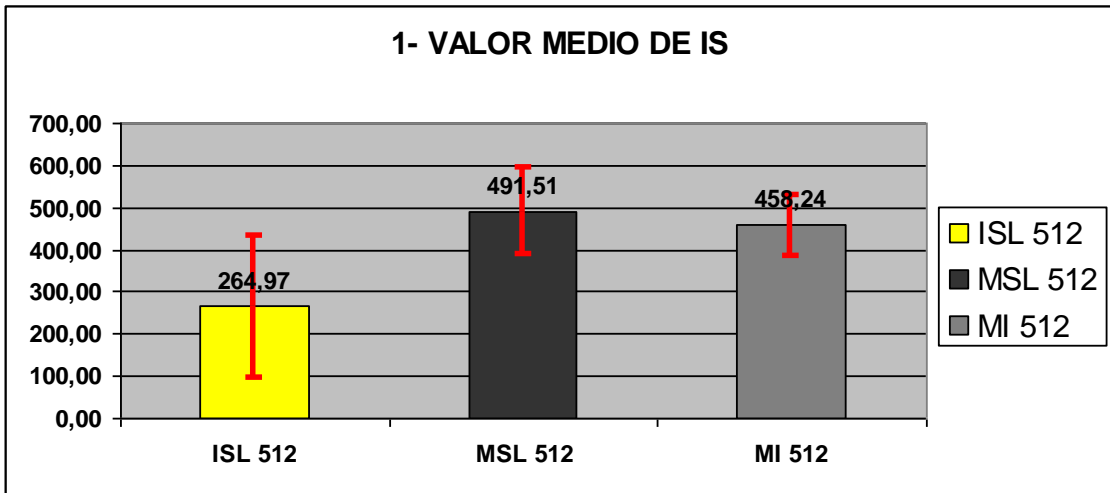
Visto todo lo expuesto hasta aquí y teniendo en cuenta los valores del grosor de corte y el espacio entre los mismos, tal y como están señalados en el apartado de material y métodos, la **IRM del corion perióplico en DP**, obtenida mediante la secuencia de pulsos convencional SE, con un FOV 512, se puede describir para cada grupo de animales estudiado, utilizando los parámetros analizados en este trabajo, de la forma que se expone a continuación:

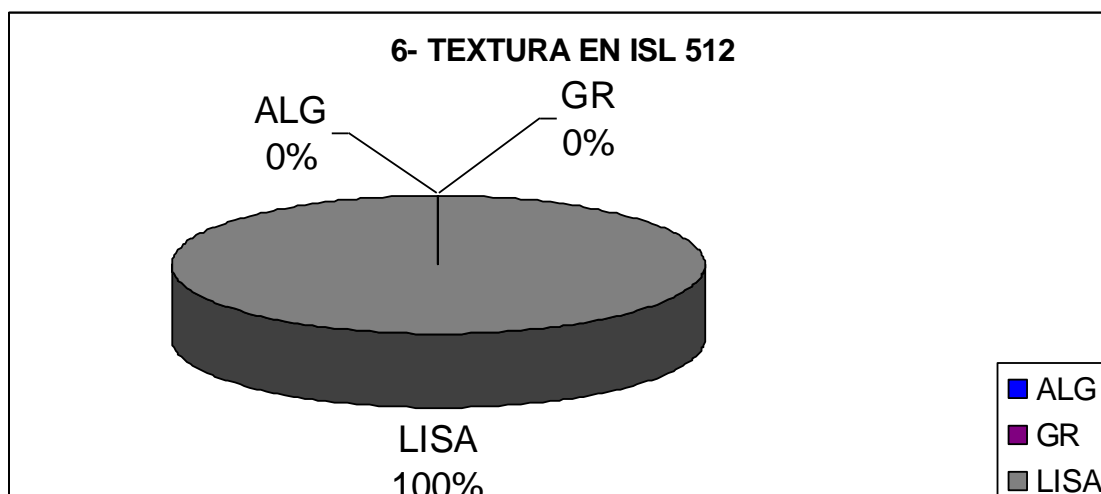
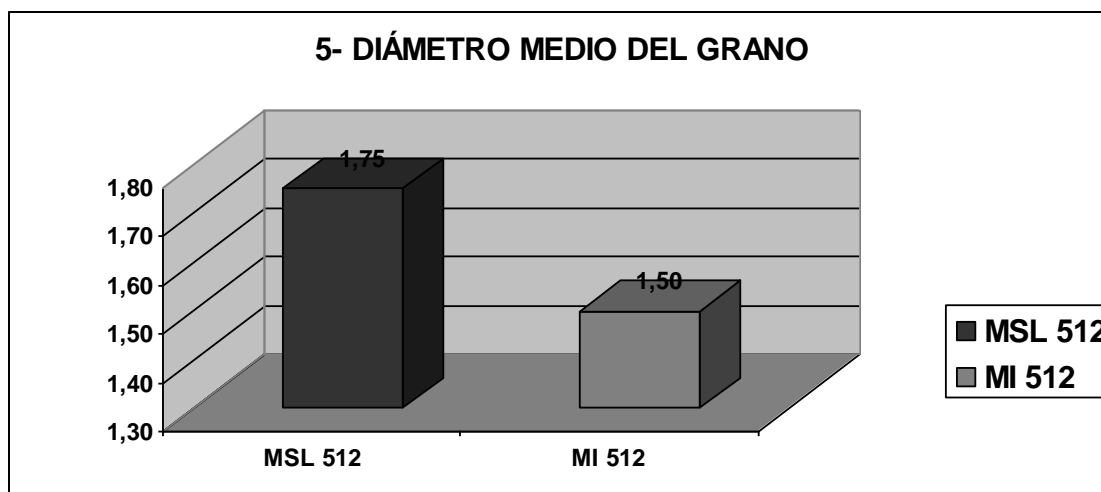
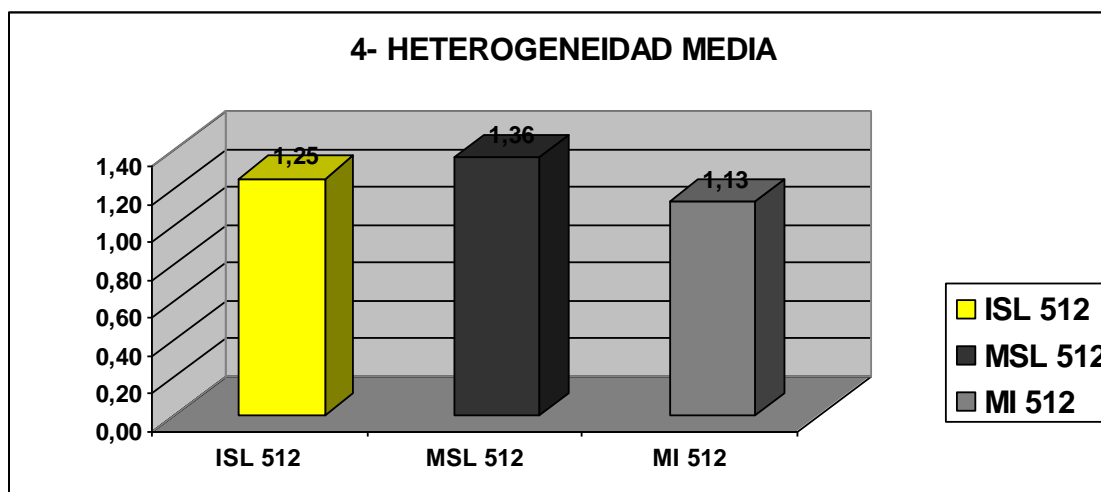
Animales inmaduros sin lesión. Presentaban un valor de IS media de en torno a 265 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 7,75 y uno secundario de 6,5. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,25, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue lisa en todos los casos.

Animales maduros sin lesión. El valor de IS media fue de en torno a 491 unidades aproximadamente, el gris principal tuvo un valor medio de tono de 8,86 y el secundario de 7,41. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,36, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se repartió entre algodonosa, lisa y granular, con una frecuencia de 72,7%, 18,2% y 9,1% respectivamente, presentando el grano de la imagen, en esta última, un diámetro medio de 1,75mm.

Animales maduros con infosura. La IS media fue de en torno a 458 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 7,63 y el secundario de 5,63. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,13, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se repartió entre algodonosa, lisa y granular, con una frecuencia de 37,5%, 37,5% y 25% respectivamente, presentando el grano un diámetro medio de 1,5mm.

Las medias de los resultados obtenidos, para los distintos parámetros estudiados en esta estructura, en DP SE, se exponen a continuación de forma gráfica en la Figura 289.





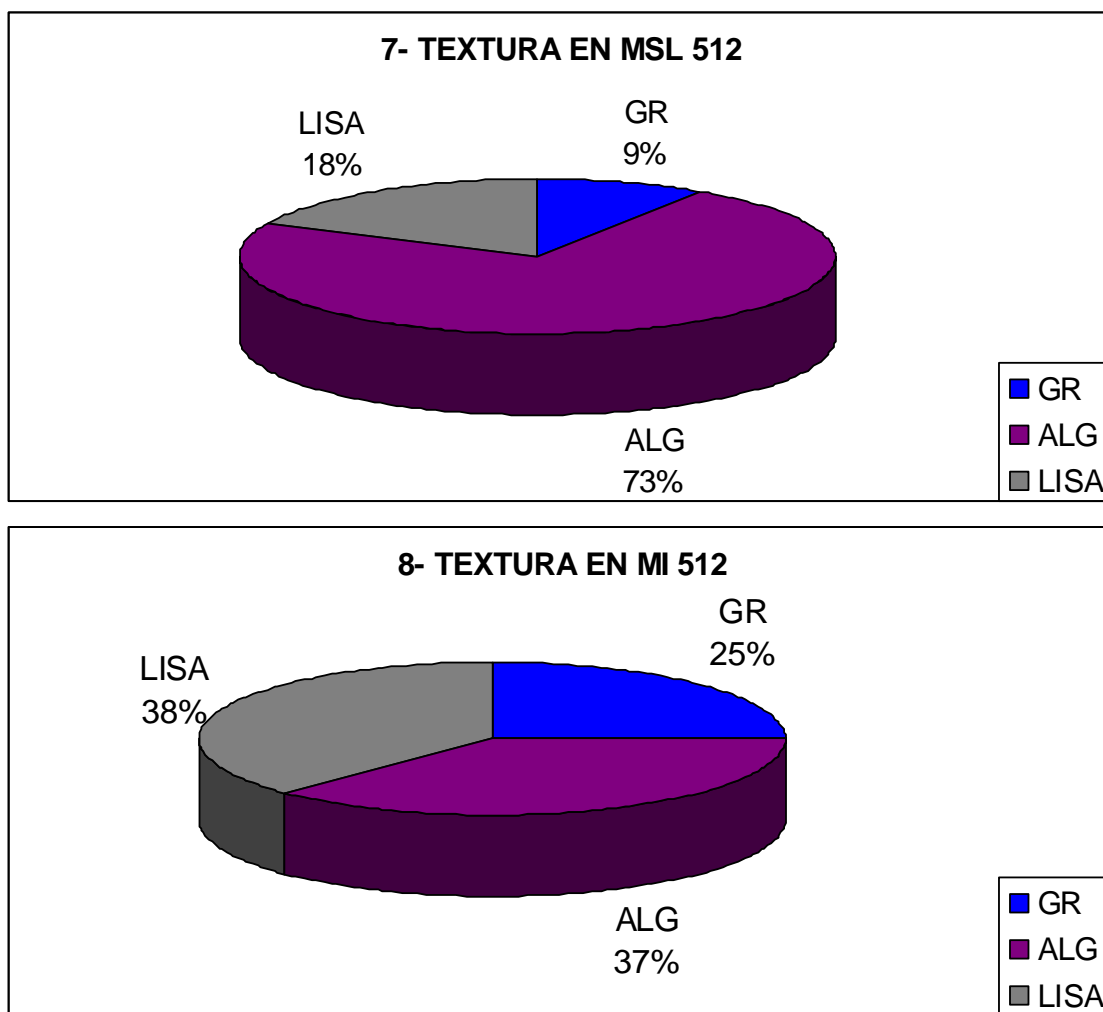


Figura 289. Representación gráfica de la comparación de las medias de los resultados obtenidos a partir de las imágenes potenciadas en DP SE, para los distintos parámetros estudiados, en función del grupo al que pertenecen; en la gráfica 1 se representan los intervalos de confianza para cada media; GR textura granular, ALG textura algodonosa, LISA textura lisa, IS intensidad de señal. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ISL 512 (inmaduros sin lesión con FOV 512); MSL 512 (maduros sin lesión con FOV 512); MI 512 (maduros con infosura con FOV 512).

Si observamos la gráfica 1 de la Figura 289, vemos que, para la potenciación DP SE, el grupo que presenta una menor IS es el de inmaduros con FOV 512, mientras que los grupos de imágenes de animales maduros, también con FOV 512, presentan un valor mucho más cercano entre ellos, aunque con la hegemonía del grupo de animales sin lesión en la zona. También en esta potenciación, al igual que en T1 SE, hemos apreciado subjetivamente que la IS era mayor en las áreas seleccionadas en la zona volar que en las de las zonas dorsal o lateromedial, sin embargo, no podemos comparar

esta afirmación de una manera objetiva, pues no hemos procesado los datos de forma separada.

Cuando atendemos a los tonos de gris registrados, vemos que, tanto en cuanto al predominante como al minoritario, sigue habiendo una predominancia del grupo de animales maduros sin lesión respecto a los adultos con infosura, apareciendo una diferencia incluso más marcada que cuando atendíamos al parámetro de IS exclusivamente. Por otro lado, se observa que los animales inmaduros sin lesión, cuando se atiende al tono de gris que presenta el corion perióptico en DP SE, se equiparan al grupo de animales con infosura, incluso con valores algo superiores en ambos tipos de gris, lo que contrasta con su menor IS respecto a ellos (gráficas 2 y 3, Figura 289)

Si observamos la heterogeneidad media, vemos que es muy similar en los tres grupos, pero que, al igual que ocurría en esta estructura en T1 SE, es menor en los animales maduros con infosura que en los maduros sin lesión en la zona. En este caso, los inmaduros sin lesión se sitúan en una posición intermedia (gráfica 4, Figura 289).

El diámetro medio del grano, para aquellos grupos que presentan un porcentaje de imágenes con textura granular para esta estructura, fue mayor en los animales maduros sin lesión que en los maduros con infosura (gráfica 5, Figura 289).

En cuanto a la textura, en el grupo de imágenes de animales inmaduros sin lesión con FOV 512, fue en todos los casos lisa; en las imágenes de animales maduros sin lesión con FOV 512, sin embargo, predomina la textura algodonosa en casi tres cuartas partes del total, seguida de la textura lisa, con un 18% de los casos, y de la textura granular con un 9%. En el grupo de imágenes con FOV 512 de animales maduros con infosura, también aparecen los tres tipos de textura, pero predomina la lisa, con un 38% de los casos, seguida de la algodonosa, con un 37%, y de la granular, con un 25%; así, en este grupo, es en el que, en esta potenciación, aparecen con una proporción más igualada.

5.1.2.2.C. IMÁGENES POTENCIADAS EN T2 FSE DEL CORION PERIÓPTICO

En T2 FSE, el corion perióptico se identifica, discrimina y delimita mucho peor que en T1 SE o DP SE. Esta estructura se observa, bajo esta potenciación, localizada, como es lógico, en la misma posición y manteniendo las mismas relaciones, con las

estructuras anatómicas que la rodean, que en T1 SE y DP SE; sin embargo, aparece entre ligera y moderadamente hipointensa, en relación con el corion coronario, y muy ligeramente hiperintensa o isointensa, en relación a la capa externa de la piel, con la que se continúa proximalmente, de tal manera que resulta difícil localizar su límite. Normalmente, en las imágenes que presentan una mayor calidad y definición, sólo se aprecia muy ligeramente hiperintensa en relación a la capa externa de la piel y, para apreciar esto, hay que observarlas cuidadosamente. Por otro lado, en relación al aire y a la capa media de la pared del casco, como en las otras dos potenciaciones vistas, sigue siendo hiperintensa (Figura 290).

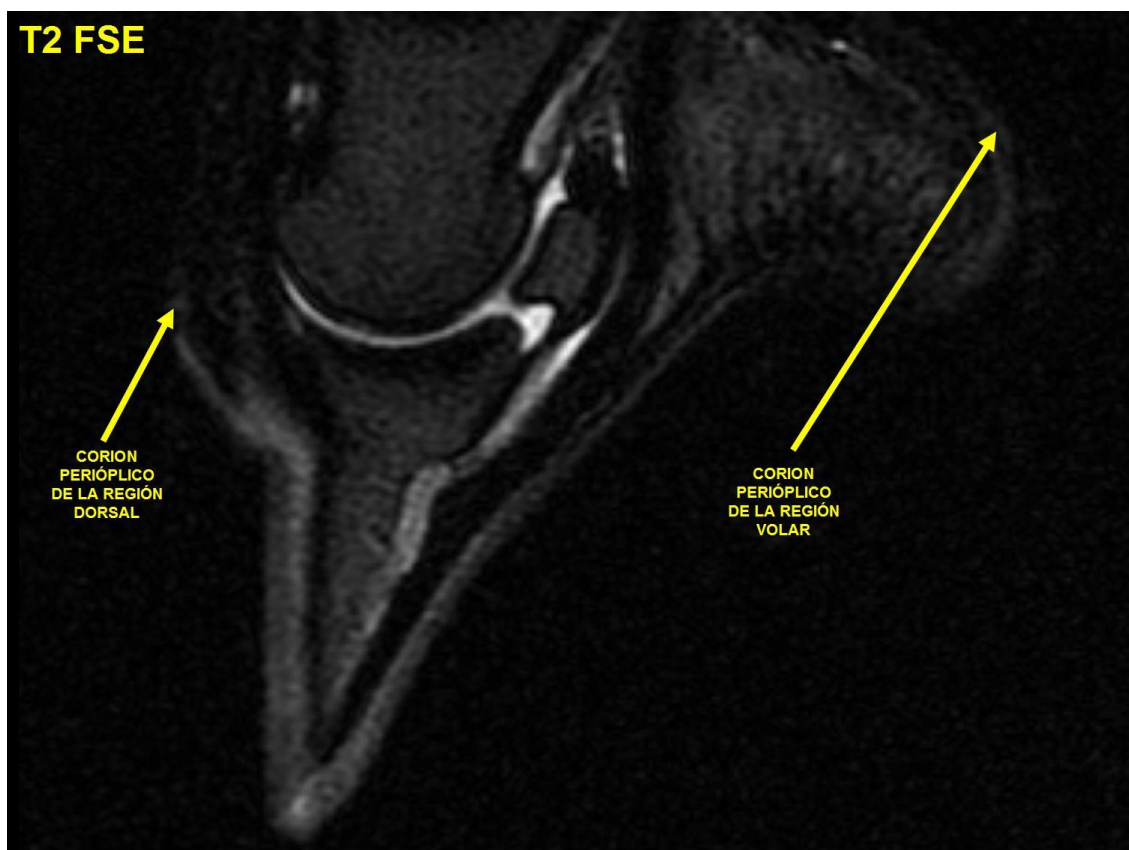


Figura 290. Imagen de un corte en el plano sagital, a la altura de la zona limítrofe entre las lumbres y los hombros del casco de un caballo adulto sin lesión. La imagen está potenciada en T2 FSE y en ella se señala el corion perióplico de las zonas dorsal y volar.

Debido a su peor discriminación, a los límites peor definidos, a la merma en la calidad global de la imagen que se observa en esta potenciación y al menor contraste con las estructuras adyacentes, en general, se requiere de la comparación con T1 SE o DP SE para poder delimitar esta estructura, e incluso con esta ayuda, se tiende a abarcar

una mayor superficie en la imagen cuando se selecciona para su estudio en T2 FSE, debido sus límites más difuminados (Figura 291).

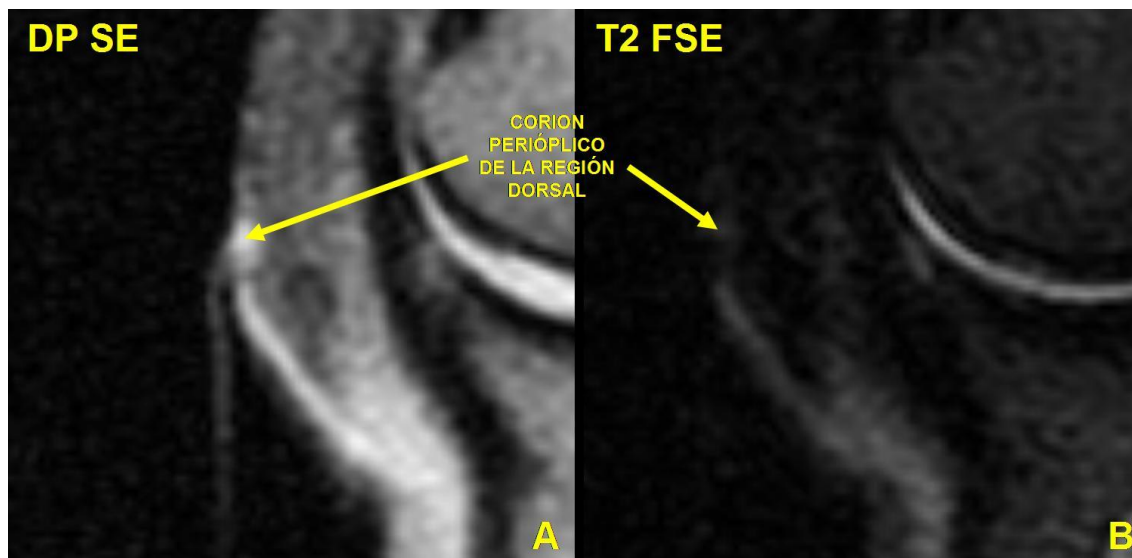


Figura 291. Imagen comparativa del mismo corte sagital, potenciado en DP SE (A) y en T2 FSE (B), en las que se señala el corion perióptico de la región central de las lumbres.

A consecuencia del poco contraste existente entre el corion perióptico y la capa externa de la piel, en esta potenciación, además de resultar más difícil discriminar el límite proximal del mismo en los cortes sagitales o coronales; en los cortes transversales, resulta extremadamente complicado discriminar el corion perióptico de la capa externa de la piel (Figura 294).

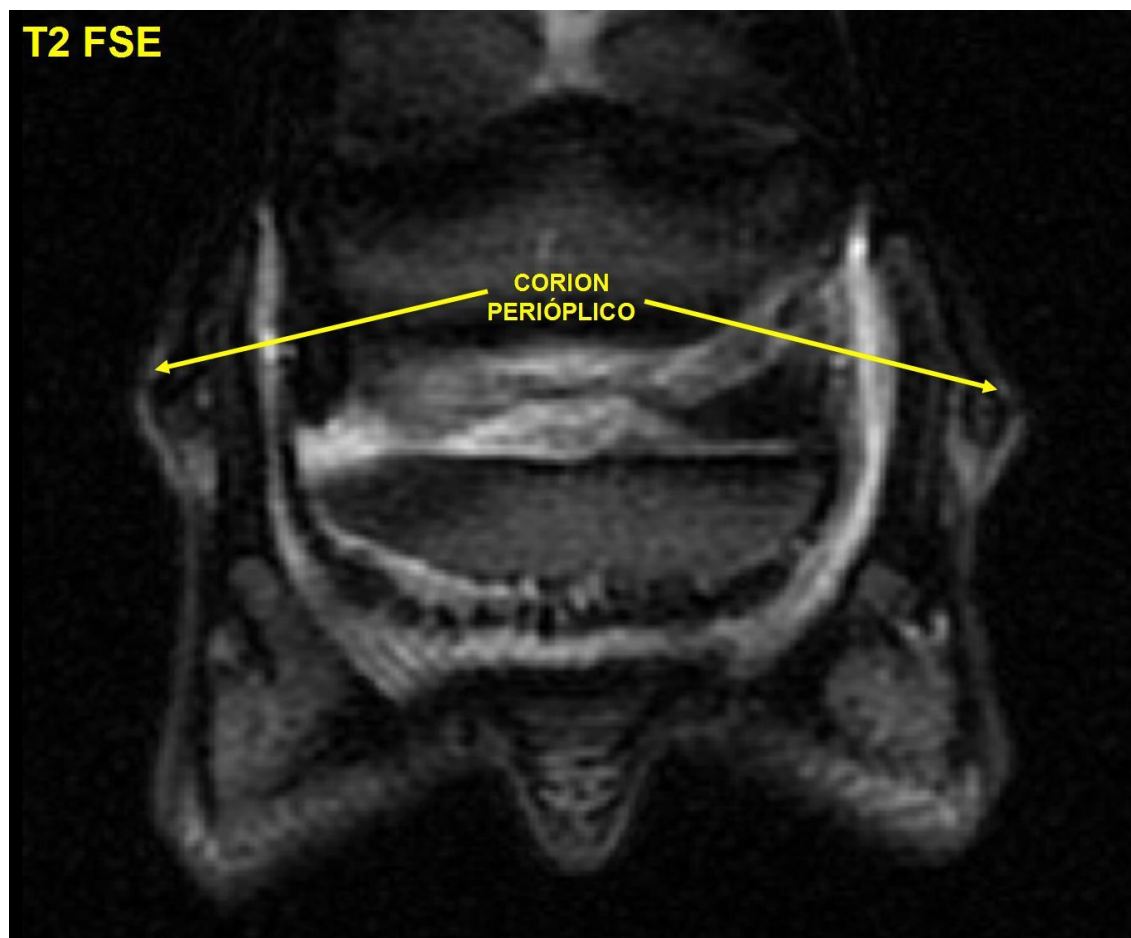


Figura 292. Imagen de un corte coronal, potenciado en T2 FSE, de un casco posterior de un caballo adulto con infosura, a la altura del tercio medio del navicular, en el que se señala el corion perióplico.

Las tenues líneas hipointensas que, en ocasiones y dependiendo de la calidad de la imagen, del plano y de la localización del corte, se observaban en T1 SE y DP SE, delimitando proximalmente el corion perióplico de la capa externa de la piel y distalmente del corion coronario, en T2 FSE, son mucho más difíciles de observar y, normalmente, sólo se distingue la distal en imágenes muy concretas de mayor calidad (Figura 293).

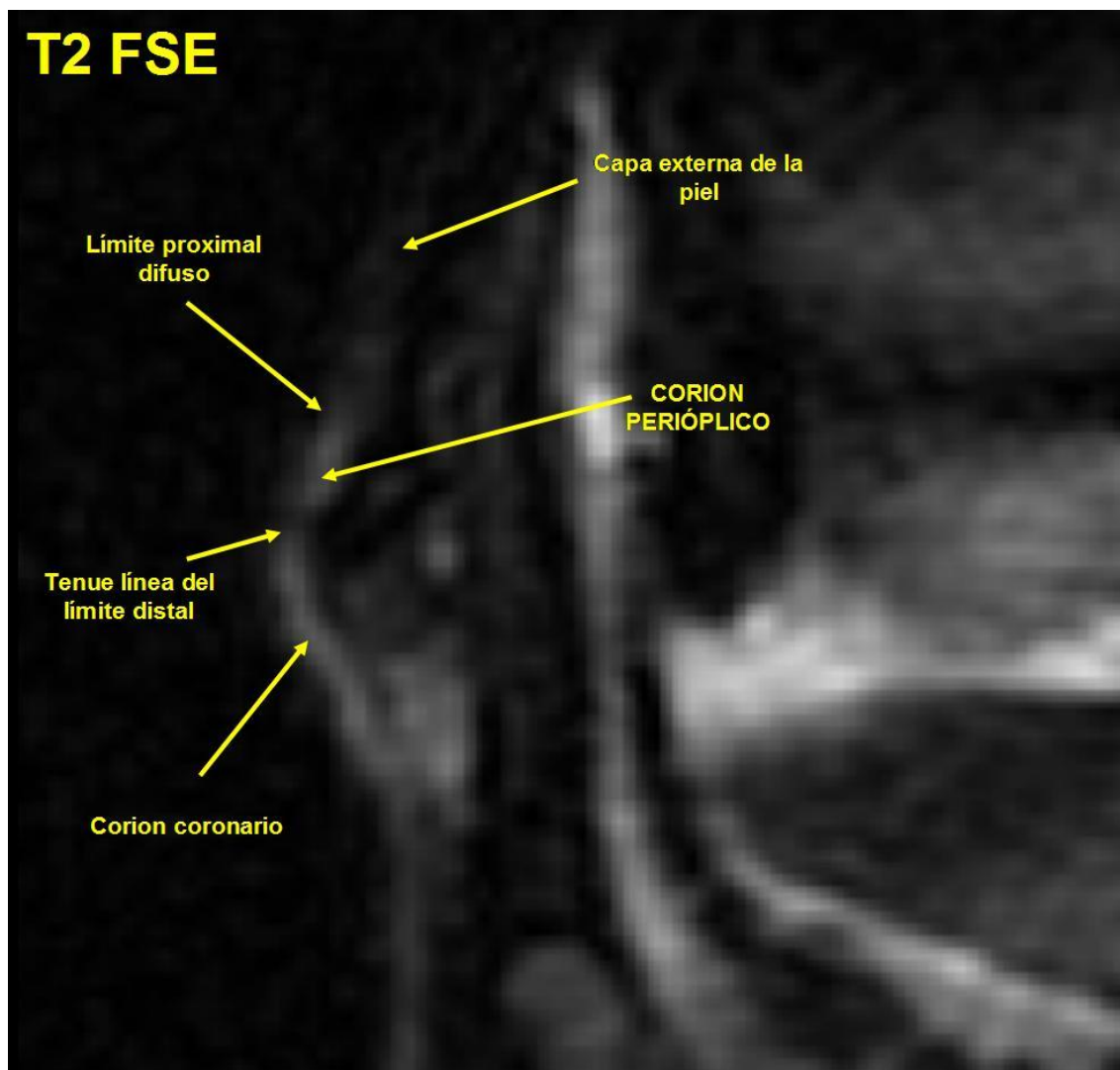


Figura 293. Detalle de la imagen de un corte en el plano coronal, potenciado en T2 FSE, a nivel del rodete coronario del casco, proveniente de la extremidad posterior de un caballo adulto con infosura. Se señalan los límites proximal y distal, que separan el corion perióplico de la capa externa de la piel proximalmente y del corion coronario distalmente.

El hecho de que la tendencia, entre la capa externa de la piel y el corion perióplico, sea a presentar tonos de gris de intensidad similar en la imagen, complica la tarea de distinguir uno de otro, sobre todo en las imágenes en las que se puede producir un mayor artefacto de volumen parcial entre los dos, como son las obtenidas en el plano transversal. También aquí, como ocurría en T1 SE y DP SE, si se visualiza el periople, éste se puede tomar como referencia para no confundir el corion coronario con el perióplico, ya que, por su disposición anatómica, cuando observamos el periople separado de la banda de alto tono de gris que podría representar a cualquiera de ambas estructuras dérmicas, sabremos que se trata del corion coronario y no del perióplico; por el contrario, cuando el periople casi no se pueda independizar de la banda de corion o se

observe adherido a ésta, sabremos que, aunque pueda existir algo de artefacto de volumen parcial, en esencia, se tratará de corion perióplico (Figura 294); sin embargo, en esta potenciación, ayuda el hecho de que el corion coronario presente normalmente un mayor tono de gris que el perióplico; pero lo realmente complicado es discriminarlo de la capa externa de la piel que se sitúa inmediatamente proximal al mismo (Figura 295); aquí la tarea se complica enormemente, hasta tal punto que hay ocasiones en que no podemos distinguir si estamos observando la capa externa de la piel, la zona más proximal del corion perióplico o una mezcla de ambas, y resulta muy útil, casi imprescindible, la comparación con el corte idéntico potenciado en T1 SE o DP SE.

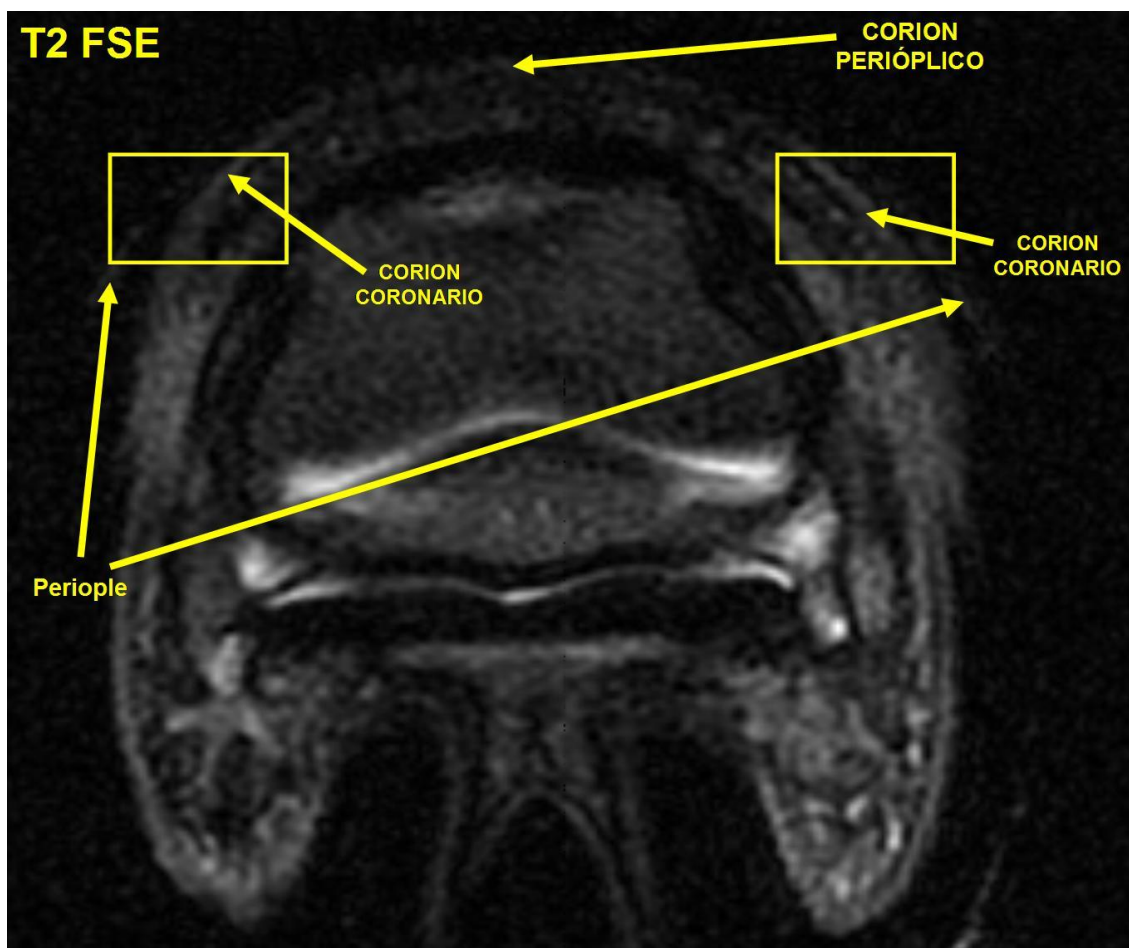


Figura 294. Imagen de un corte transversal de la parte más proximal del casco de un caballo adulto sano, potenciado en T2 FSE, en el que se señala el corion perióplico de la región de las lumbres, el corion coronario, que se puede visualizar en la región de los hombros, y el periople.

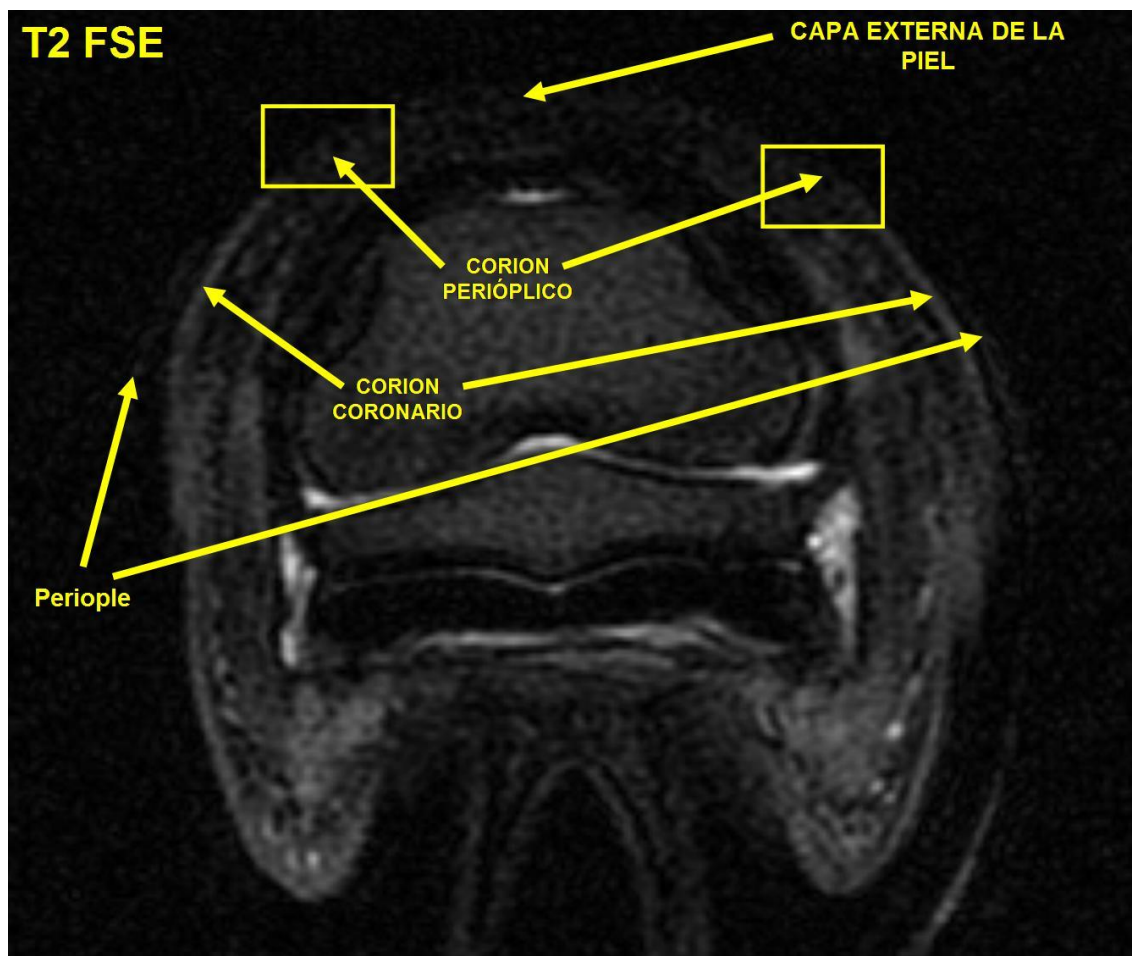


Figura 295. Imagen de un corte transversal de la parte más proximal del casco de un caballo adulto sano, potenciado en T2 FSE, en el que se señala el corion perióplico de la región de las lumbres, el corion coronario, el periople y la capa externa de la piel.

Tanto en animales maduros con infosura como en animales inmaduros se cumplen estas apreciaciones generales, sin embargo, en estos últimos, a la observación de la imagen, hay ciertas particularidades que cabe destacar. En el neonato, en los cortes coronales potenciados en T2 FSE, aunque el corion perióplico presenta un menor tono de gris que en los mismos cortes potenciados en T1 SE y DP SE, con mucha frecuencia, presenta mayor contraste con la capa hiperintensa externa de la piel y, si el corte es apropiado, se discrimina mejor del corion coronario gracias a la mayor nitidez de la línea hipointensa que los separa (imagen B y C, Figura 296). Sorprendentemente, hemos podido distinguir esta tenue línea, que separa el corion perióplico del coronario, en la mayoría de los cortes sagitales de la serie, a excepción de los más abaxiales por su gran artefacto de volumen parcial, incluso cuando el corion perióplico no era nítido y se encontraba difuminado, distorsionado e indistinguible en relación a la capa externa de la piel (imagen A, Figura 296). Al igual que en T1 SE, en esta potenciación también se

observa, sobre todo en los cortes coronales, que, bajo el corion perióptico, parece haber una capa que conecta parte de la capa externa de la piel con el corion coronario, sin embargo, en T2 FSE, al contrario que en T1 SE o DP SE, la diferencia de tono de gris entre el corion perióptico y el coronario nos permite apreciar que, esta capa situada interiormente al corion perióptico, está formada en su mitad distal por una extensión proximal del corion coronario y, en su mitad proximal, por una extensión distal de la subcapa más externa de la capa externa de la piel.

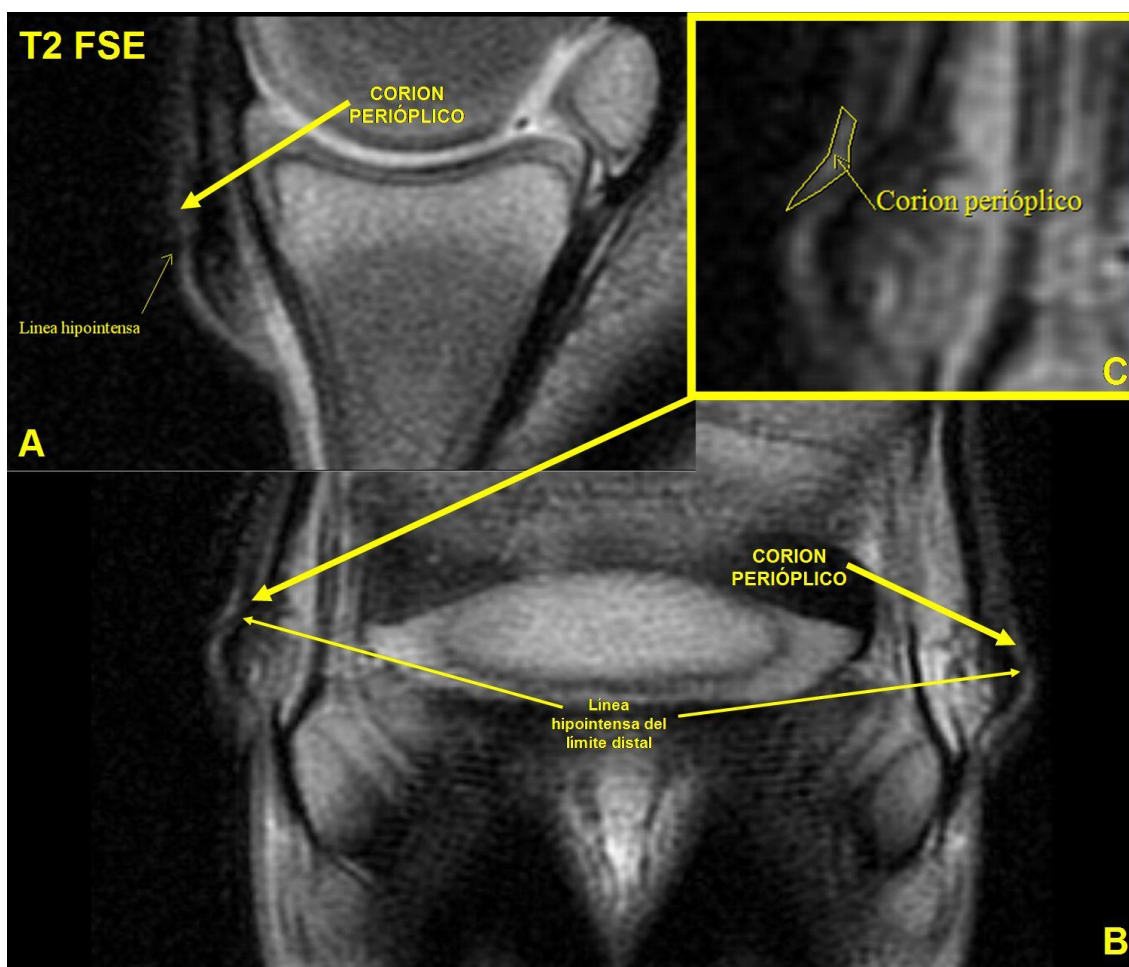


Figura 296. Imágenes potenciadas en T2 FSE de un corte sagital (A) y otro coronario (B), del casco de un neonato sin lesión. Se señala el corion perióptico y la tenue línea hipointensa distal que lo separa del corion coronario en las imágenes A y B. En la imagen C se amplía el corion coronario del lado izquierdo de la imagen del corte coronal, y se delimita el área que corresponde a esta estructura; es notable poder observar en esta ampliación que la parte más proximal del corion coronario se ubica internamente al corion perióptico.

La frecuencia con que las diferentes series estudiadas en esta potenciación fueron aptas para la valoración del corion perióptico se representa gráficamente en la Figura 297.



Figura 297. Representación gráfica de la aptitud para la valoración del corion perióplico, de las imágenes potenciadas en T2 FSE; en la gráfica 1 se representa la frecuencia en su conjunto, en la gráfica 2 para el grupo de imágenes con FOV 256 y en la gráfica 3 para el grupo de imágenes con FOV 512.

De la misma manera que hemos hecho para los resultados obtenidos en los parámetros estudiados en esta estructura con la potenciación anterior, expondremos a continuación dichos resultados, en forma de tablas, para la potenciación T2 FSE.

1-MADUROS CON INFOSURA FOV 256 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	2	62,06	19,86	48,02	76,1	48,02	27,52	34,54	89,58
GRIS PRINCIPAL	2	3,00	0,71	2,5	3,5	2,5	0,98	2,02	3,98
GRIS SECUNDARIO	2	1,50	0,00	0	1,5	1,5	1,50	0,00	3,00
HETEROGENEIDAD	2	2,00	0,00	2	2	2	NP!	NP	NP
DIÁMETRO DEL GRANO *	2	1,38	0,18	1,25	1,5	1,25	0,25	1,13	1,63

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%			
GR	2	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
LISA	0	0,00%	100,00%		
TOTAL	2	100,00%	100,00%		

2- INMADUROS SIN LESIÓN FOV 512 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	3	153,00	88,66	50,92	210,71	50,92	100,33	52,67	253,33
GRIS PRINCIPAL	3	4,83	1,53	3,5	6,5	3,5	1,73	3,10	6,56
GRIS SECUNDARIO	3	3,83	0,58	3,5	4,5	3,5	0,66	3,17	4,49
HETEROGENEIDAD	3	1,33	0,58	1	2	1	0,66	0,67	1,99
DIÁMETRO DEL GRANO *	2	0,88	0,18	0,75	1	0,75	0,25	0,63	1,13

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	0	0,00%	0,00%	0,00%	70,76%
GR	2	66,67%	66,67%	9,43%	99,16%

LISA	1	33,33%	100,00%	0,84%	90,57%
TOTAL	3	100,00%	100,00%		

3- MADUROS SIN LESIÓN FOV 512 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	7	133,73	29,38	88,11	162,65	88,11	21,76	111,97	155,49
GRIS PRINCIPAL	7	2,07	0,53	1,5	2,5	2,5	0,39	1,68	2,46
GRIS SECUNDARIO	7	1,36	0,38	0,5	1,5	1,5	0,28	1,08	1,64
HETEROGENEIDAD	7	1,71	0,49	1	2	2	0,36	1,35	2,07
DIÁMETRO DEL GRANO *	6	1,79	0,29	1,25	2	2	0,23	1,56	2,02

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	1	14,29%	14,29%	0,36%	57,87%
GR	6	85,71%	100,00%	42,13%	99,64%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	40,96%
TOTAL	7	100,00%	100,00%		

4- MADUROS CON INFOSURA FOV 512 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	11	187,97	47,49	99,5	234,54	99,5	28,06	159,91	216,03
GRIS PRINCIPAL	11	3,64	1,38	2	5,5	2,5	0,82	2,82	4,46
GRIS SECUNDARIO	11	2,59	0,94	1,5	4,5	2,5	0,56	2,03	3,15
HETEROGENEIDAD	11	1,36	0,67	0	2	1	0,40	0,96	1,76
DIÁMETRO DEL GRANO *	2	1,50	0,00	1,5	1,5	1,5	NP	NP	NP

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	5	45,45%	45,45%	16,75%	76,62%
GR	2	18,18%	63,64%	2,28%	51,78%
LISA	4	36,36%	100,00%	10,93%	69,21%
TOTAL	11	100,00%	100,00%		

Figura 298. Tablas con los resultados del corion perióptico, para los distintos parámetros estudiados, en las imágenes potenciadas en T2 FSE; DS representa la desviación estándar, Min. el valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR textura granular, ALG textura algodonosa, IS intensidad de señal y NP representa “no procede” (por ser el valor de la DS igual a 0). Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$).

Visto todo lo expuesto hasta aquí y teniendo en cuenta los valores del grosor de corte y el espacio entre los mismos, tal y como están señalados en el apartado de material y métodos, la **IRM del corion perióptico en T2**, obtenida mediante la secuencia de pulsos convencional SE con la opción *Fast* (**FSE**) se puede describir para cada grupo de animales estudiado, utilizando los parámetros analizados en este trabajo, de la forma que se expone a continuación:

Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 256:

Animales maduros con infosura. Se trata de una estructura con un valor de IS media de en torno a 62 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 3 y uno secundario de 1,5. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos granular, presentando el grano de la imagen un diámetro medio de 1,38mm.

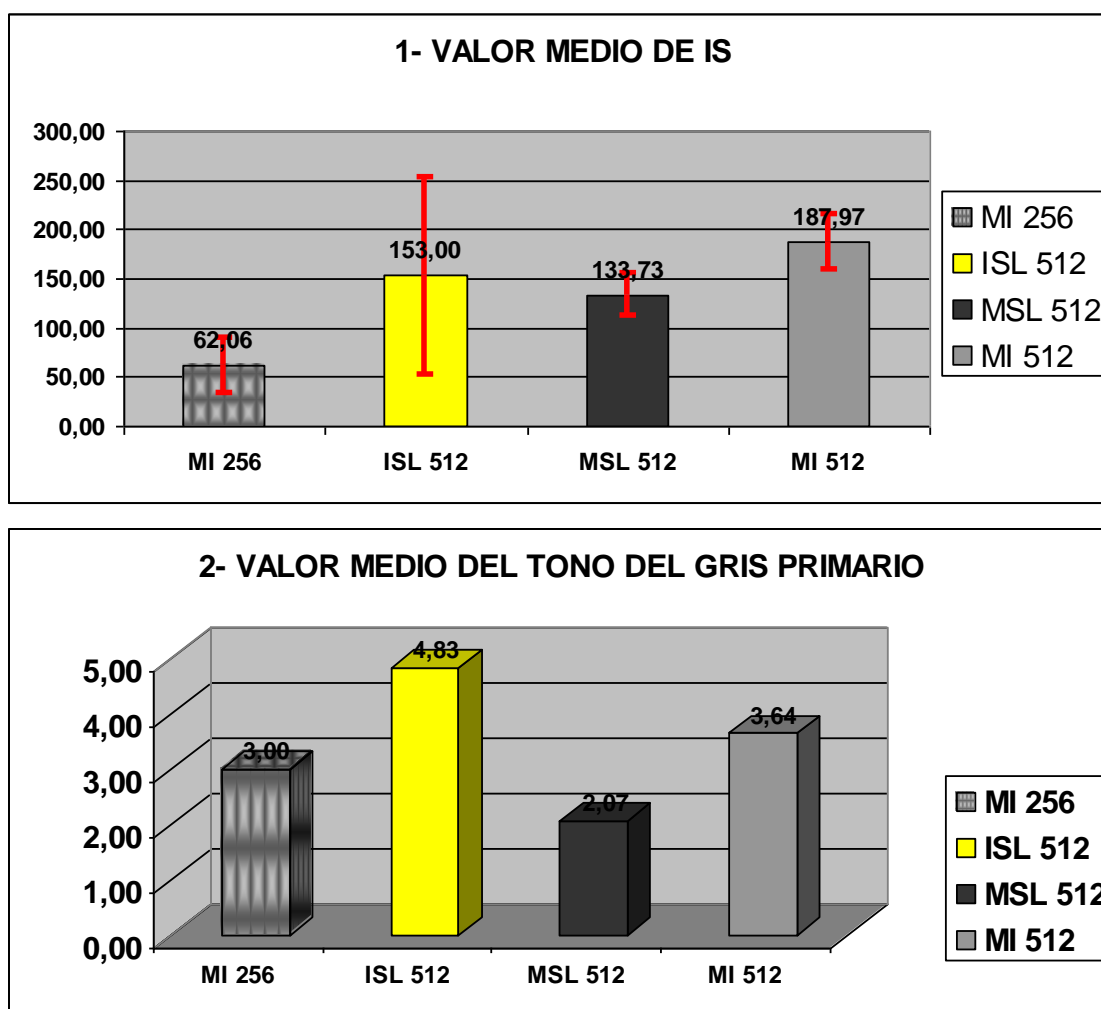
Para las imágenes obtenidas mediante un FOV 512:

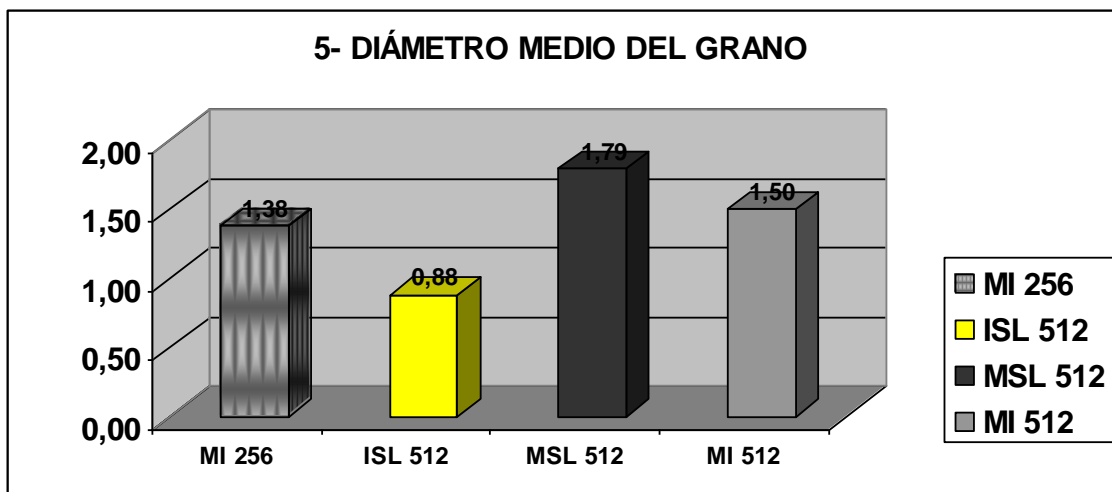
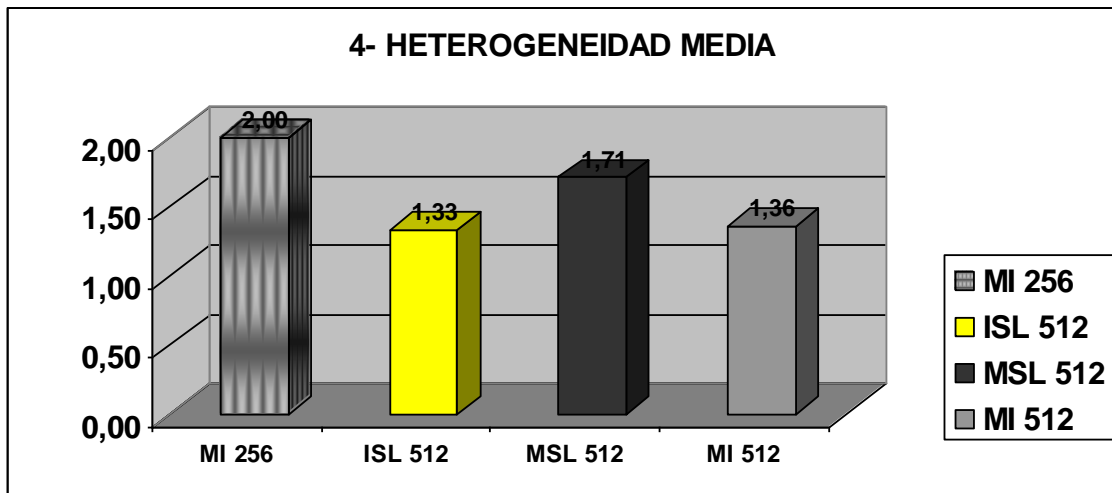
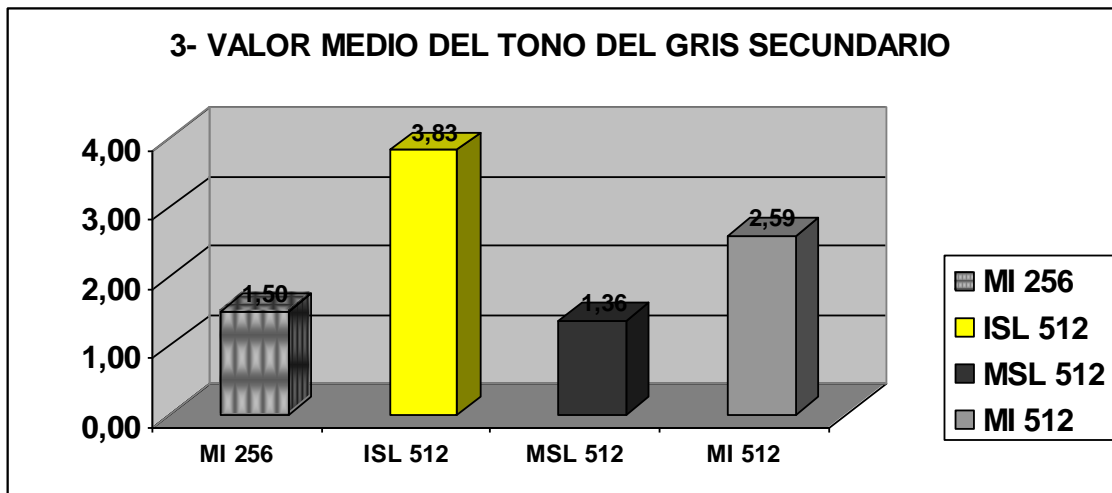
Animales inmaduros sin lesión. Presentaban un valor de IS media de en torno a 153 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 4,38 y uno secundario de 3,83. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,33, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se repartió entre lisa y granular, con una frecuencia de 33,3% y 66,7% respectivamente, presentando el grano de la imagen, en esta última, un diámetro medio de 0,88mm.

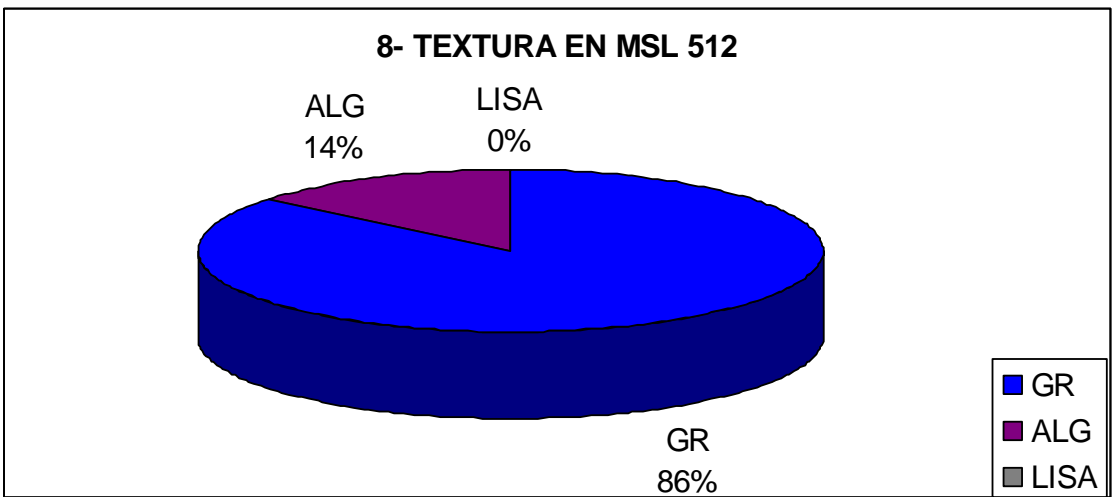
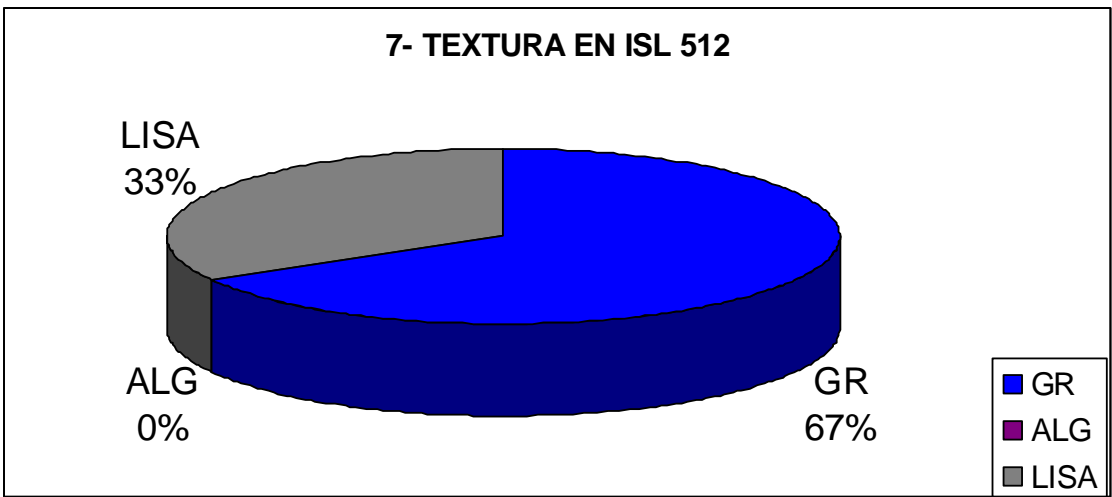
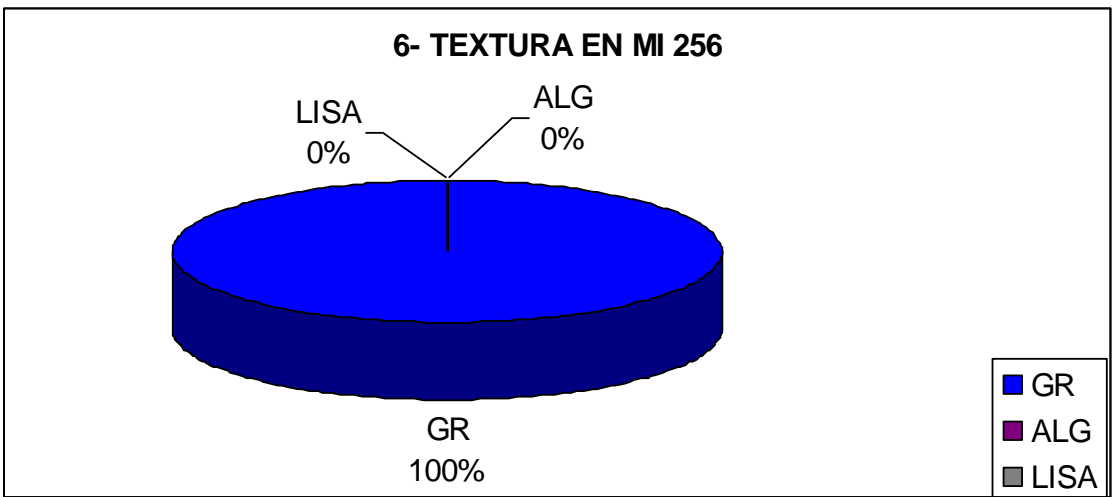
Animales maduros sin lesión. Presentaban un valor de IS media de en torno a 134 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 2,07 y uno secundario de 1,36. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,71, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se repartió entre algodonosa y granular, con una frecuencia de 14,3% y 85,7% respectivamente, presentando el grano de la imagen, en esta última, un diámetro medio de 1,79mm.

Animales maduros con infosura. La IS media fue de en torno a 188 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 3,64 y el secundario de 2,59. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,36, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se repartió entre algodonosa, lisa y granular, con una frecuencia de 45,4%, 36,4% y 18,2% respectivamente, presentando el grano un diámetro medio de 1,5mm.

Las medias de los resultados obtenidos, para los distintos parámetros estudiados de esta estructura en T2 FSE, se exponen a continuación de forma gráfica en la Figura 299.







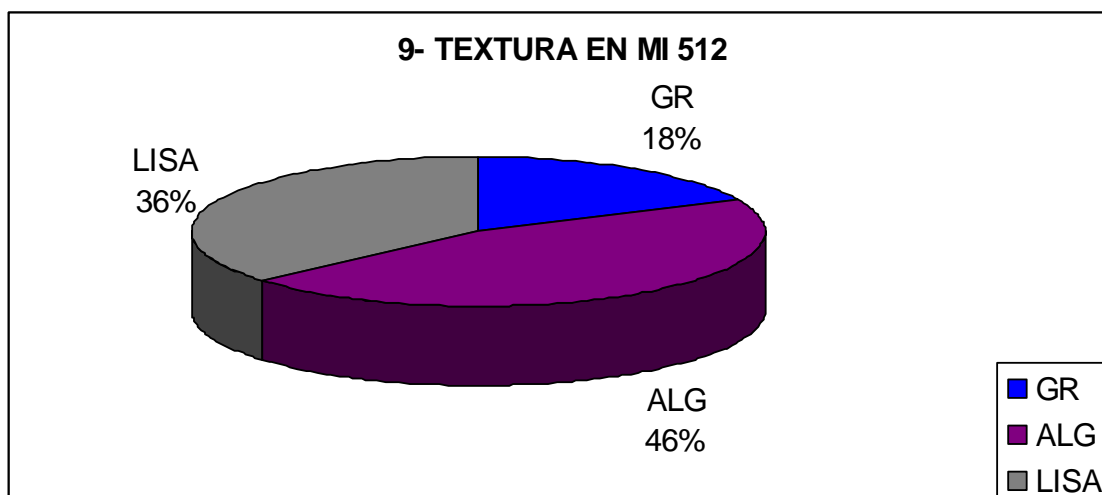


Figura 299. Representación gráfica de la comparación de las medias de los resultados obtenidos a partir de las imágenes potenciadas en T2 FSE, en los distintos parámetros estudiados, en función del grupo al que pertenecen; en la gráfica 1 se representan los intervalos de confianza para cada media; GR textura granular, ALG textura algodonosa, LISA textura lisa, IS intensidad de señal. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). MI 256 (maduros con infosura con FOV 512); ISL 512 (inmaduros sin lesión con FOV 512); MSL 512 (maduros sin lesión con FOV 512); MI 512 (maduros con infosura con FOV 512).

En la gráfica del valor medio de intensidad de señal, se puede observar cómo, en las imágenes con FOV 512, los animales con infosura presentan, con un intervalo de confianza similar, una IS notablemente superior a los animales sin lesión en la zona; sin embargo, en las imágenes con FOV 256 y menor matriz, los animales con infosura presentan una IS mucho menor que cualquier otro de los grupos estudiados en esta potenciación. Los animales inmaduros con FOV 512 presentaron una IS intermedia entre los maduros sin lesión y los animales con infosura, aunque con un intervalo de confianza mucho mayor (gráfica 1, Figura 299).

Los valores de los tonos de gris primario o predominante y secundario o minoritario fueron un reflejo bastante fiel de la relación entre los valores medios de la IS, con la excepción de las imágenes con FOV 256 de los adultos con infosura y los inmaduros sin lesión con FOV 512, que se elevaron por encima de lo que teóricamente les correspondería (gráficas 2 y 3, Figura 299).

En cuanto a la heterogeneidad, vuelve ser mayor en el grupo de imágenes de animales sin lesión en la zona con FOV 512 que en el grupo de imágenes de animales con infosura y FOV 512. En los animales inmaduros sin lesión y FOV 512, la

heterogeneidad fue muy similar a la del grupo de animales con infosura, mientras que el grupo de imágenes que presentó una mayor heterogeneidad fue el único que tenía un FOV 256, y provenía de animales con infosura (gráfica 4, Figura 299).

Dentro de las imágenes que presentaron una textura granular para el corion perióplico en T2 FSE, el diámetro del grano fue mayor en el grupo con FOV 512 provenientes de animales sin lesión en la zona, seguido del grupo con FOV 512 de caballos con infosura. El grupo que presentó un menor diámetro de grano fue el de animales inmaduros con FOV 512, seguido del grupo de caballos maduros con infosura y FOV 512 y, un poco por detrás, se situó el grupo de imágenes con FOV 256 de caballos también con infosura (gráfica 5, Figura 299).

Atendiendo a la textura de la imagen de la señal emitida por el corion perióplico en esta potenciación, según el grupo de imágenes estudiadas, nos encontramos que, en el procedente de los caballos con infosura y un FOV 256, la textura se clasificó como granular en todos los casos. En el grupo de caballos inmaduros con FOV 512, predominó la textura granular en dos tercios de las imágenes y fue lisa en el tercio restante. En el grupo de animales maduros sin lesión en la zona con FOV 512, fue granular en la mayor parte de los casos, y sólo en un 14% apareció como algodonosa. Por último, en el grupo de imágenes procedentes de animales adultos con infosura y con FOV 512, predominó la textura clasificada como de patrón algodonoso, con un 46% del total, seguida de la textura lisa, en un 36% de los casos, mientras que la granular fue minoritaria, con un 18% del total (gráficas 6, 7, 8 y 9, Figura 299).

5.1.2.2.D. IMÁGENES POTENCIADAS EN T2 FSTIR DEL CORION PERIÓPLICO

Esta estructura se identifica y discrimina mucho peor en esta potenciación que en T1 SE y DP SE, e incluso, mucho peor también que en T2 FSE. En T2 FSTIR, se hace prácticamente imposible poder discriminarla de la capa externa de la piel, con la que se relaciona en sentido proximal; en dirección distal, el corion coronario presenta un tono de gris, reflejo de su IS, un poco mayor que el corion perióplico, pero incluso así, requiere que el observador preste toda su atención para poder discriminar un corion del otro (Figura 300). Por todo esto, en esta potenciación más que en ninguna otra, se hace casi imprescindible la comparación de cortes idénticos potenciados de diferente manera, sobre todo en T1 SE y DP SE, para poder delimitar su área en T2 FSTIR (Figura 301).

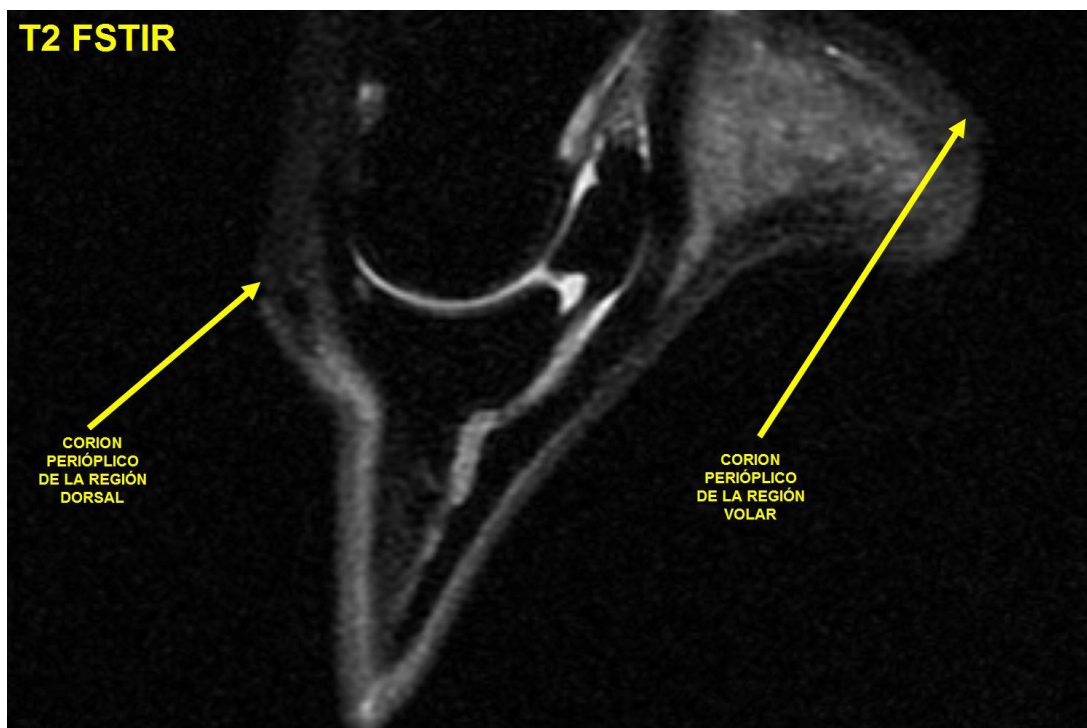


Figura 300. Imagen de un corte en el plano sagital, a la altura de la zona limítrofe entre las lumbres y los hombros del casco de un caballo adulto sin lesión. La imagen está potenciada en T2 FSTIR y en ella se señala el corion perióplico de las zonas dorsal y volar.

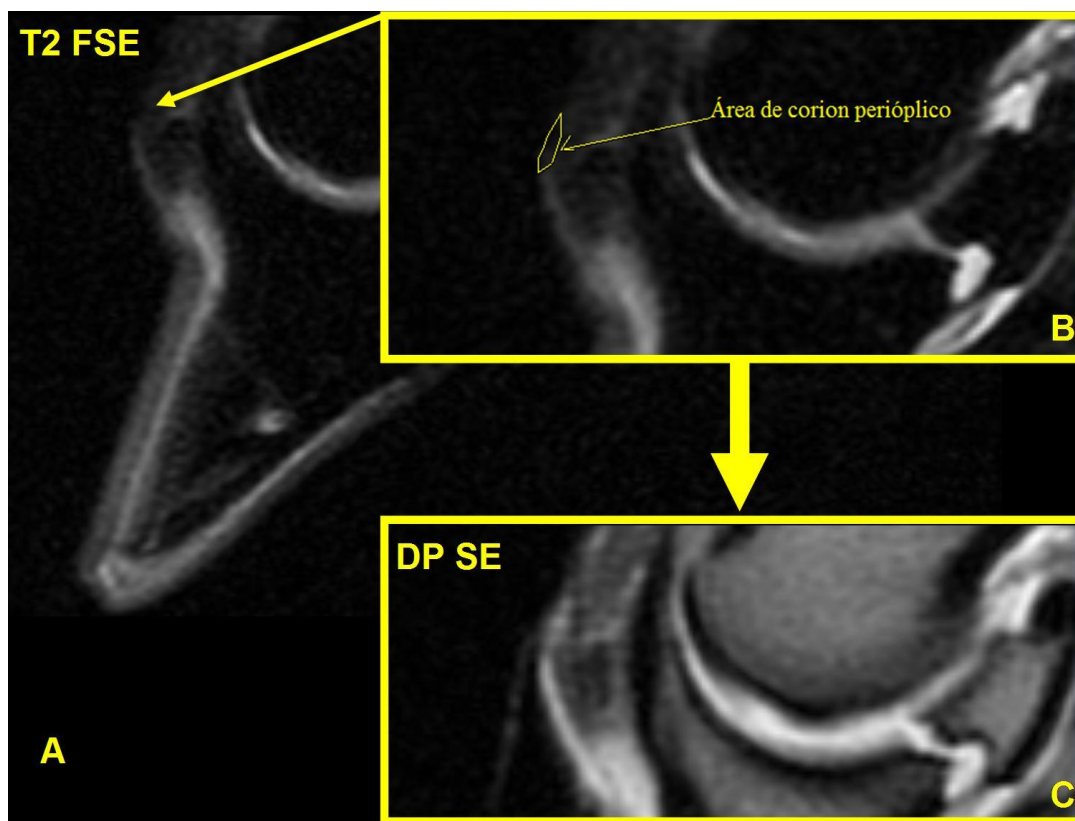


Figura 301. Imágenes de un corte en el plano sagital, a la altura de la zona limítrofe entre las lumbres y los hombros del casco de un caballo adulto sin lesión, potenciadas en T2 FSTIR (imagen

A y B) y en DP SE (imagen C). La imagen B representa un detalle aumentado de la imagen A, en la que se delimita el área de la superficie de corte del corion perióptico; en la imagen C se observa ese mismo detalle aumentado potenciado en DP SE, donde podemos discriminar mejor el corion perióptico y así conseguir delimitarlo en B.

En esta potenciación, aún más que en T2 FSE, resulta tremendamente difícil discriminar el límite proximal del corion perióptico, por no decir que, sin ayuda de otras potenciaciones, es prácticamente inviable; pero donde, sin duda, resulta todavía más complicado, es en los cortes transversales, como ya ocurría en otras potenciaciones (Figura 302).

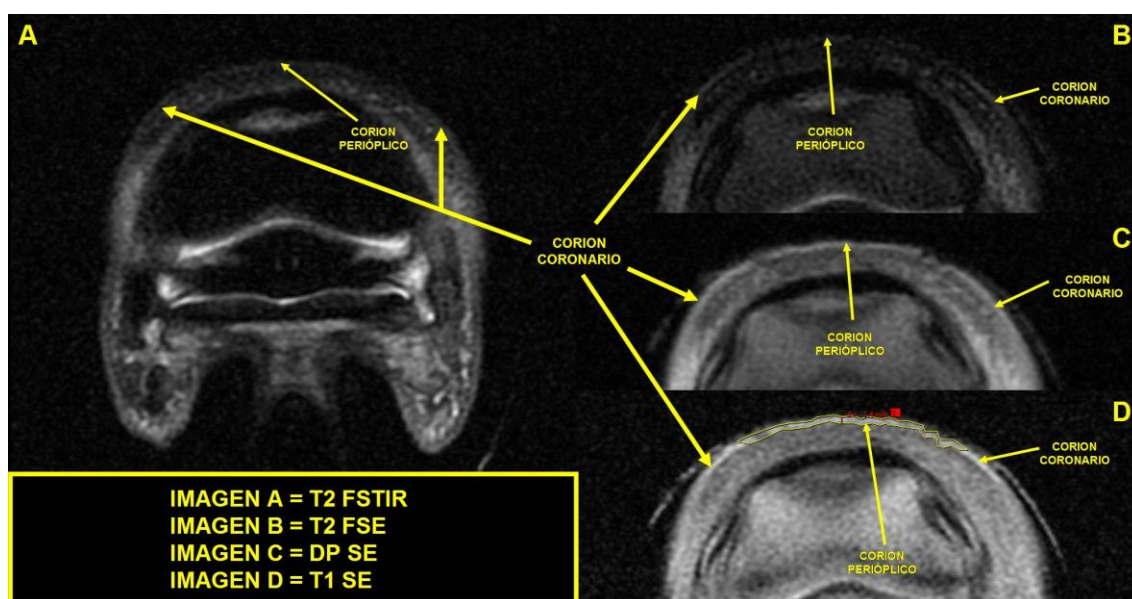


Figura 302. Imágenes, potenciadas en T2 FSTIR, T2 FSE, DP SE y T1 SE, de un corte transversal de la parte proximal del casco de un caballo adulto sano. El corte es ligeramente oblicuo en relación a la corona, por lo que solamente apreciamos el corion perióptico en la parte de las lumbres. En la imagen D, se delimita el área de corion perióptico de las lumbres en amarillo y se señala el grosor en rojo.

Las tenues líneas hipointensas que, en ocasiones, y dependiendo de la calidad de la imagen, del plano y de la localización del corte, se observaban en T1 SE y DP SE, limitando el corion perióptico, proximalmente de la capa externa de la piel y distalmente del corion coronario, y que en T2 FSE eran mucho más difíciles de observar, en T2 FSTIR no las hemos podido distinguir en ninguna de las imágenes obtenidas en este estudio (Figura 303).

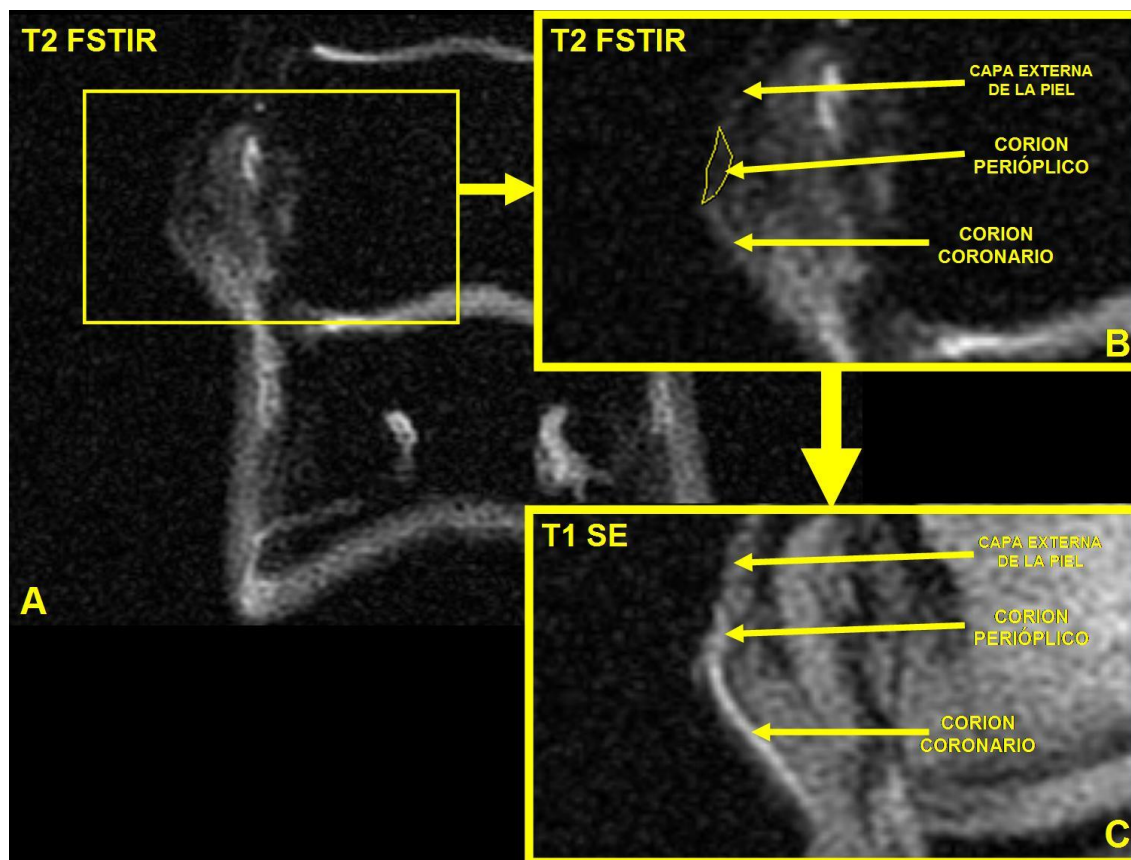


Figura 303. Imágenes de un corte coronal del casco de un caballo adulto sin lesión en la zona. En la imagen A, se puede observar el corte coronal potenciado en T2 FSTIR; la imagen B se trata de una ampliación en detalle del área enmarcada en el rectángulo amarillo de la imagen A; la imagen C se trata del mismo detalle de un corte idéntico potenciado en T1 SE.

En esta potenciación, en neonatos, resulta igual de complicado, o incluso más, delimitar el área de esta estructura, lo sorprendente es que, si la calidad de la imagen es buena, resulta más útil comparar con el corte idéntico potenciado en T2 FSE que con el potenciado en DP SE o T1 SE, ya que, en estos últimos, el contraste de intensidades entre la piel, el corion perióplico y el corion coronario es menor (Figura 304).

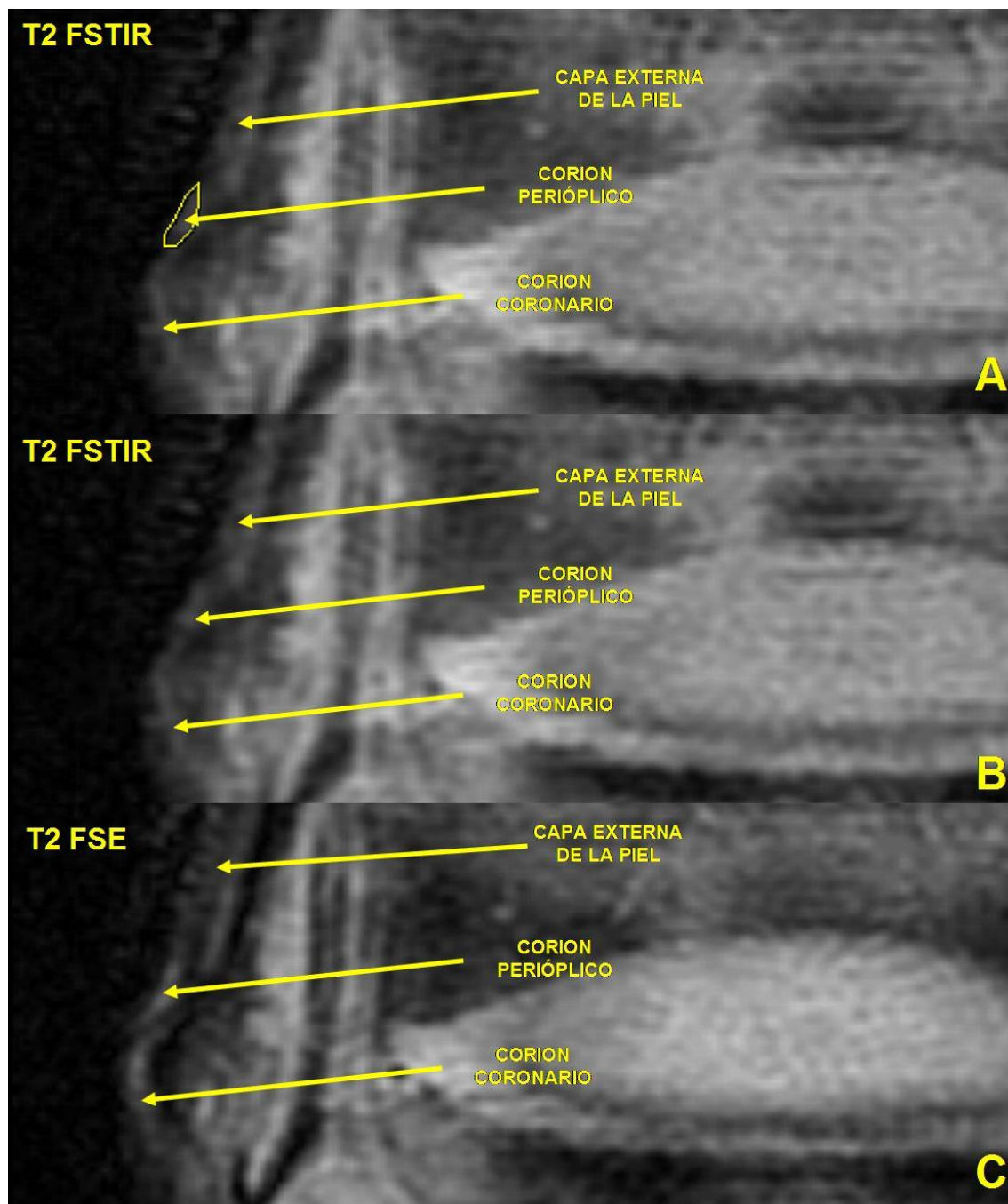


Figura 304. Imágenes de un corte coronal del rodete coronario de un neonato sin lesión, a nivel del tercio medio del navicular. Las imágenes A y B son idénticas y están potenciadas en T2 FSTIR pero, en la imagen A se delimita el área del corion perióplico con una línea amarilla y en la B se expone sin delimitar; la comparación de ambas demuestra la dificultad para su discriminación. En la imagen C, que corresponde al mismo corte o rodaja potenciado en T2 FSE, se observa un mayor contraste de esta estructura con las de alrededor.

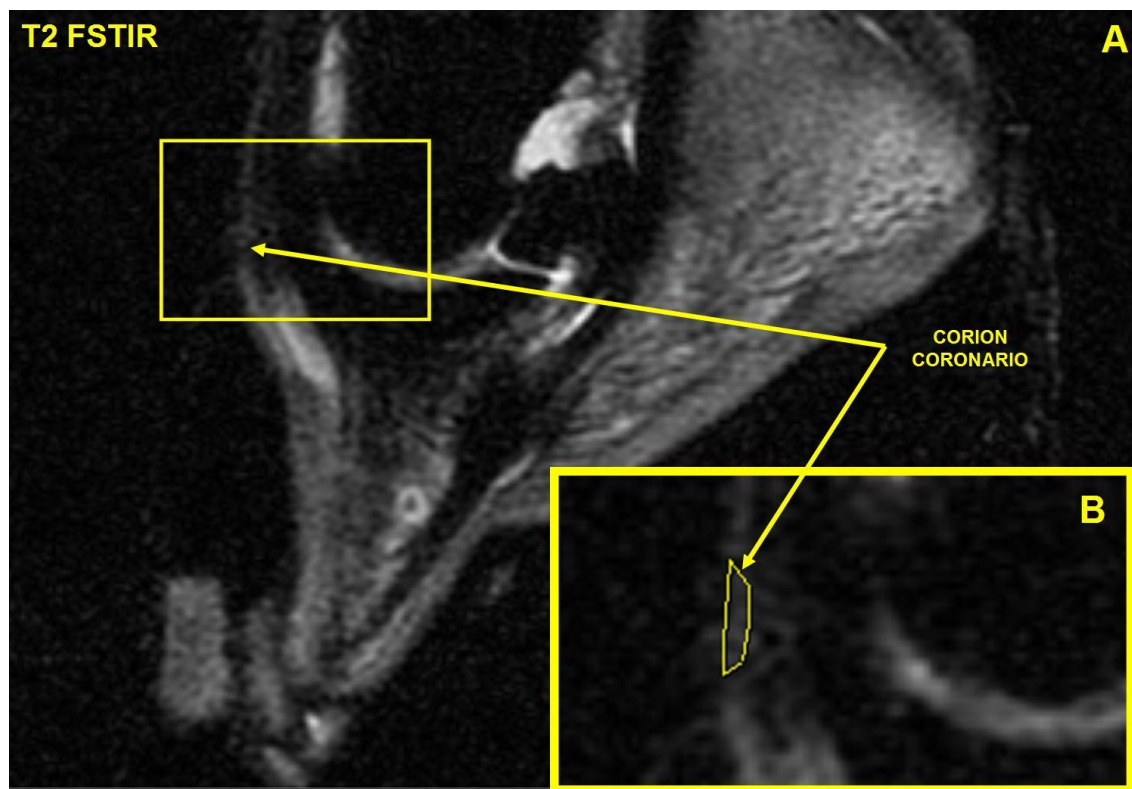


Figura 305. Imágenes de un corte sagital de la extremidad anterior de un caballo maduro aquejado de infosura grave, potenciadas en T2 FSTIR. La imagen B es el detalle ampliado del área delimitada por el rectángulo en la imagen A y, en ella, se delimita con una línea amarilla el área del corion perióplico.

En esta potenciación, sólo hemos contado con imágenes con FOV 512 para la valoración del corion perióplico; la frecuencia con que las diferentes series estudiadas en ella fueron aptas para la valoración del mismo se representa gráficamente en la Figura 268.



Figura 306. Representación gráfica de la aptitud para la valoración del corion perióplico, de las imágenes potenciadas en T2 FSTIR.

Los resultados obtenidos en los parámetros estudiados, para esta estructura en la potenciación T2 FSTIR, se exponen a continuación en forma de tablas.

1- INMADUROS SIN LESIÓN FOV 512 T2 FSTIR									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	1	36,97	NP	36,97	36,97	36,97	NP	NP	NP
GRIS PRINCIPAL	1	4,50	NP	4,5	4,5	4,5	NP	NP	NP
GRIS SECUNDARIO	1	2,50	NP	2,5	2,5	2,5	NP	NP	NP
HETEROGENEIDAD	1	2,00	NP	2	2	2	NP	NP	NP
DIÁMETRO DEL GRANO *	NP	NP	NP	NP	NP	NP	NP	NP	NP

* En los casos en que la textura es granular (GR). Qué es NeuN

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	1	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
GR	0	0,00%	100,00%	0,00%	97,50%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	97,50%
TOTAL	1	100,00%	100,00%		

2- MADUROS SIN LESIÓN FOV 512 T2 FSTIR									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo	Valor inferior del Intervalo	Valor superior del Intervalo

							de confianza	de confianza	de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	5	145,56	46,37	87,93	214,96	87,93	40,64	104,92	186,20
GRIS PRINCIPAL	5	2,30	0,76	1,5	3,5	2	0,67	1,63	2,97
GRIS SECUNDARIO	5	1,50	1,17	0,5	3,5	1	1,03	0,47	2,53
HETEROGENEIDAD	5	1,60	0,55	1	2	2	0,48	1,12	2,08
DIÁMETRO DEL GRANO *	2	1,38	0,18	1,25	1,5	1,25	0,25	1,13	1,63

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	2	40,00%	40,00%	5,27%	85,34%
GR	2	40,00%	80,00%	5,27%	85,34%
LISA	1	20,00%	100,00%	0,51%	71,64%
TOTAL	5	100,00%	100,00%		

3- MADUROS CON INFOSURA FOV 512 T2 FSTIR									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	11	177,42	77,54	82,97	315,1	82,97	45,82	131,60	223,24
GRIS PRINCIPAL	11	2,86	1,48	1	5,5	2,5	0,87	1,99	3,73
GRIS SECUNDARIO	11	1,73	0,93	0,5	3,5	1,5	0,55	1,18	2,28
HETEROGENEIDAD	11	1,73	0,47	1	2	2	0,28	1,45	2,01
DIÁMETRO DEL GRANO *	5	1,55	0,27	1,25	1,75	1,75	0,24	1,31	1,79

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	4	36,36%	36,36%	10,93%	69,21%
GR	5	45,45%	81,82%	16,75%	76,62%
LISA	2	18,18%	100,00%	2,28%	51,78%
TOTAL	11	100,00%	100,00%		

Figura 307. Tablas con los resultados del corion perióplico, para los distintos parámetros estudiados, en las imágenes potenciadas en T2 FSTIR; DS representa la desviación estándar, Min. el valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR textura granular, ALG textura algodonosa, IS intensidad de señal y NP representa

“no procede” (por ser el valor de la DS igual a 0). Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$).

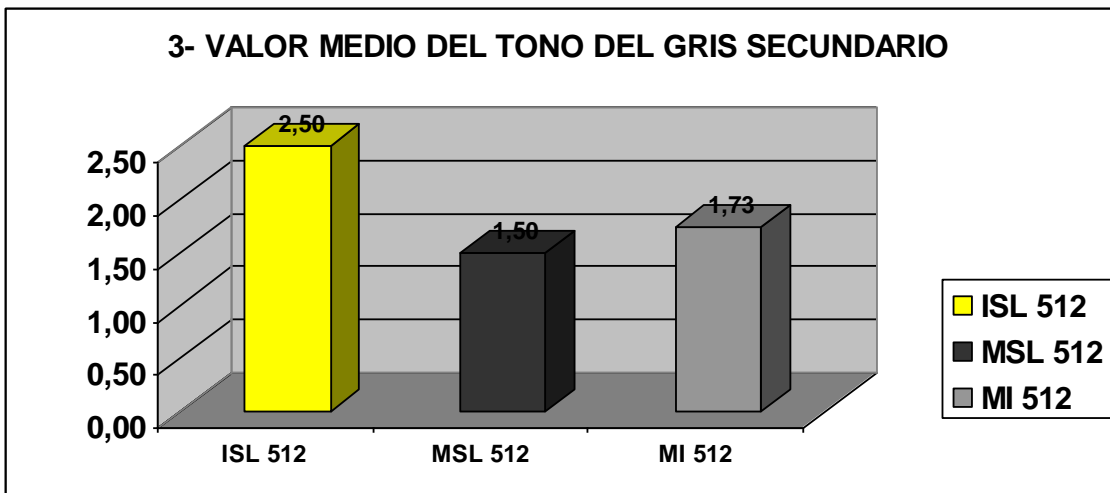
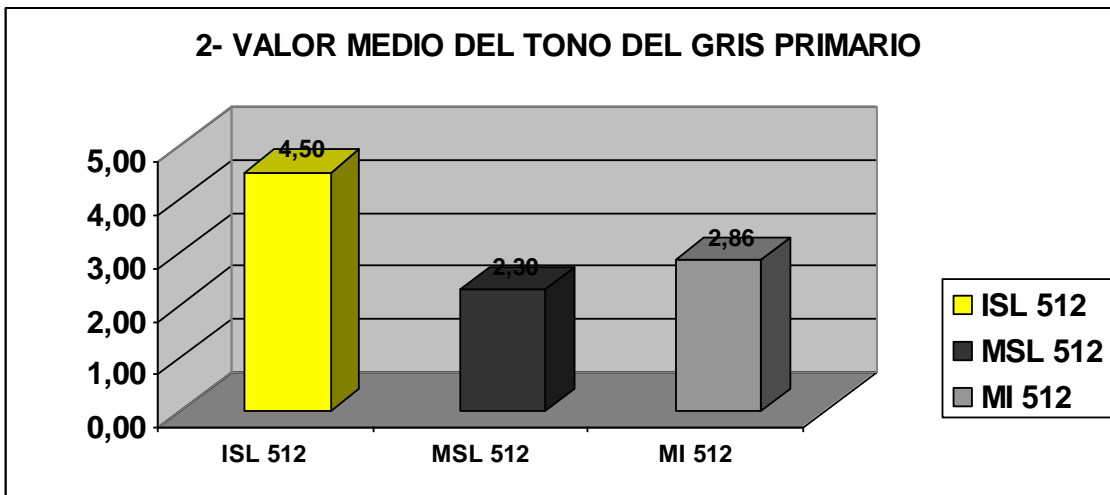
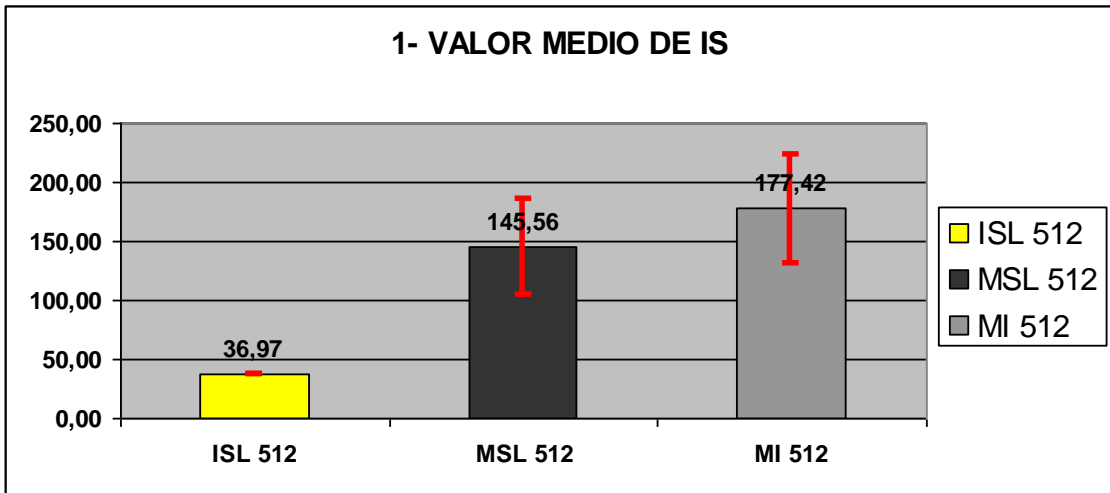
Visto todo lo expuesto hasta aquí y teniendo en cuenta los valores del grosor de corte y el espacio entre los mismos, tal y como están señalados en el apartado de material y métodos, la **IRM del corion perióplico en T2**, obtenida mediante la secuencia de pulsos convencional SE con las opciones IR y *Fast* (**FSTIR**), y con un FOV 512, se puede describir para cada grupo de animales estudiado, utilizando los parámetros analizados en este trabajo, de la forma que se expone a continuación:

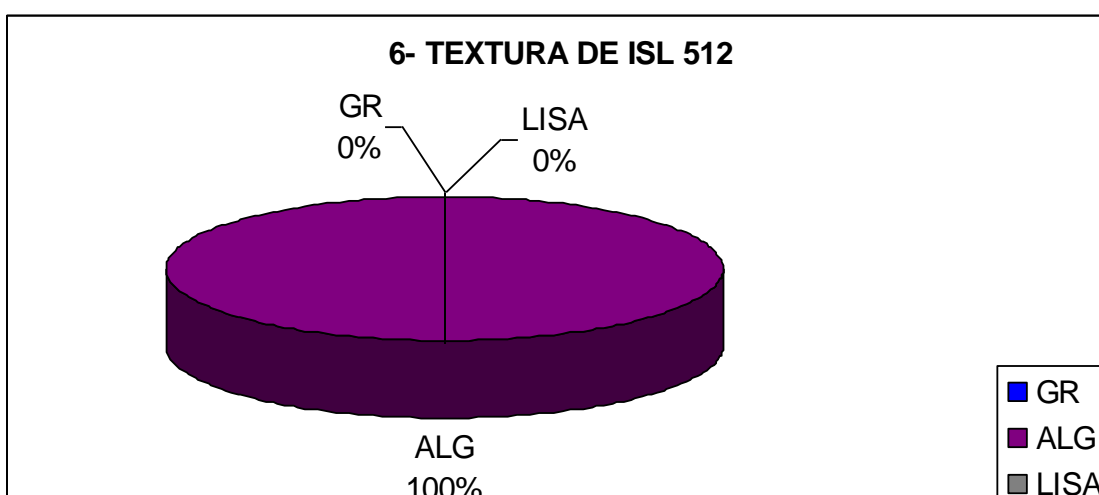
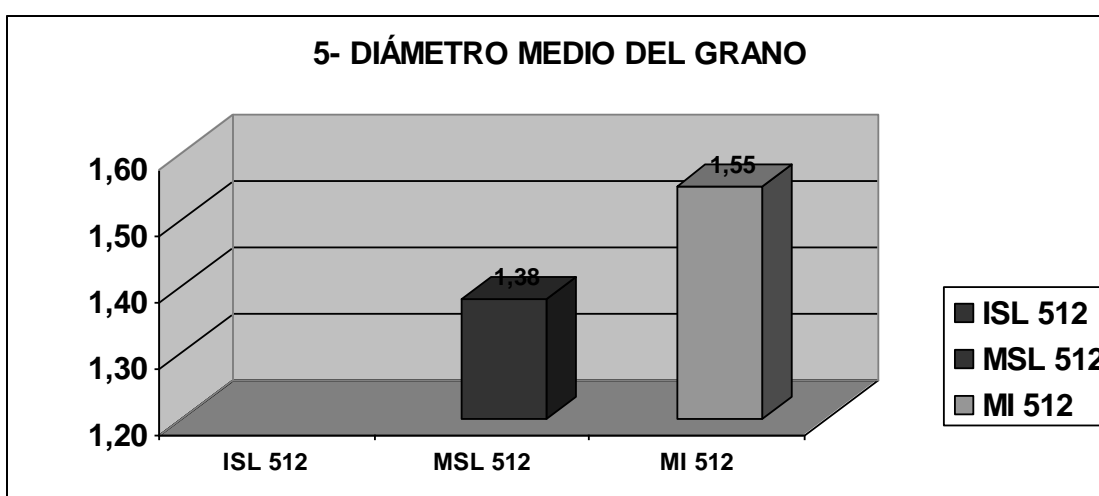
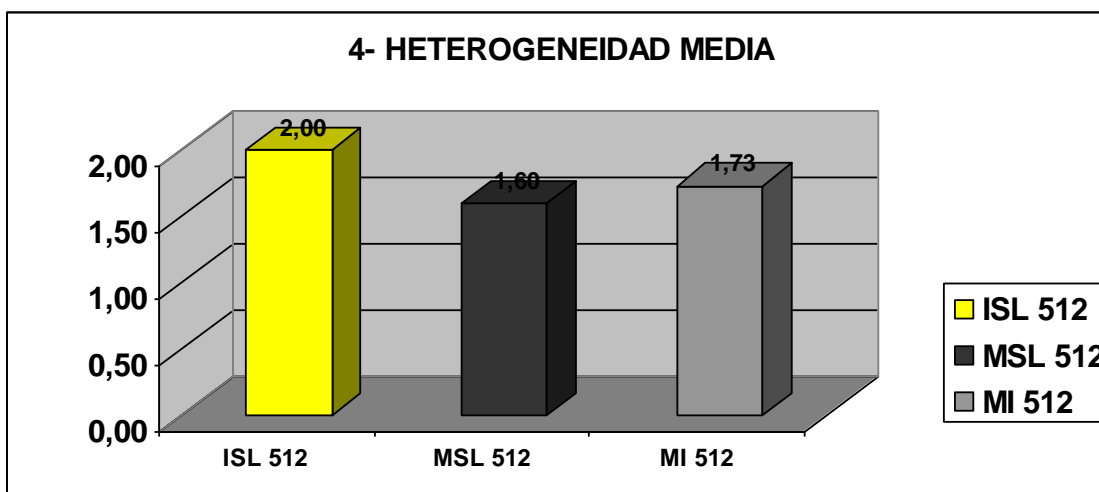
Animales inmaduros sin lesión. Presentaban un valor de IS media de en torno a 37 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 4,5 y uno secundario de 2,5. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen fue en todos los casos algodonosa.

Animales maduros sin lesión. Presentaban un valor de IS media de en torno a 146 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 2,3 y uno secundario de 1,5. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,6, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se repartió entre algodonosa, lisa y granular, con una frecuencia de 40%, 20% y 40% respectivamente, presentando el grano de la imagen, en esta última, un diámetro medio de 1,38mm.

Animales maduros con infosura. La IS media fue de en torno a 177 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 2,86 y el secundario de 1,73. La heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,73, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se repartió entre algodonosa, lisa y granular con una frecuencia de 36,4%, 18,2% y 45,4% respectivamente, presentando el grano un diámetro medio de 1,55mm.

Las medias de los resultados obtenidos, para los distintos parámetros estudiados en esta estructura, en DP SE, se exponen a continuación de forma gráfica en la Figura 308.





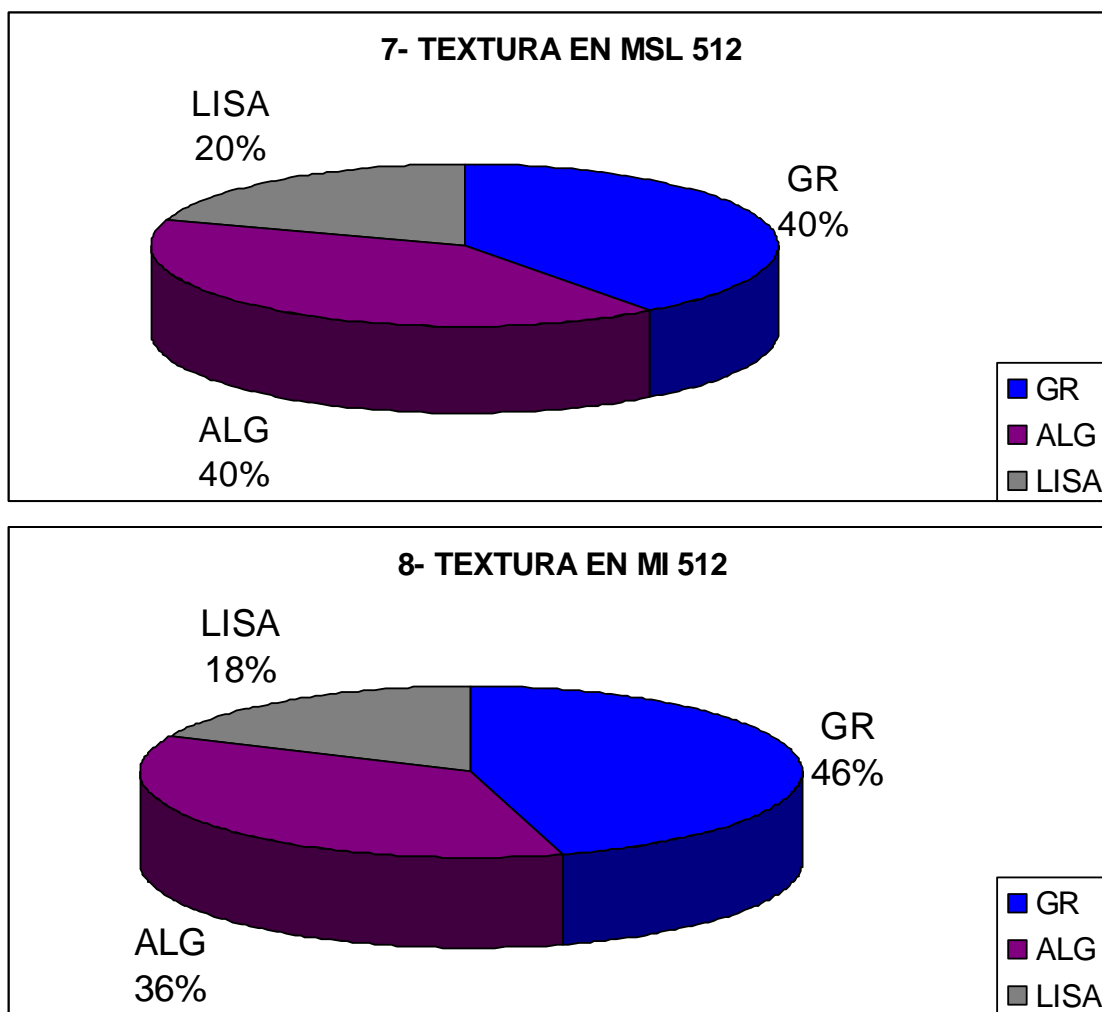


Figura 308. Representación gráfica de la comparación de las medias de los resultados obtenidos, a partir de las imágenes potenciadas en T2 FSTIR, en los distintos parámetros estudiados, en función del grupo al que pertenecen; en la gráfica 1 se representan los intervalos de confianza para cada media; GR textura granular, ALG textura algodonosa, LISA textura lisa, IS intensidad de señal. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ISL 512 (inmaduros sin lesión con FOV 512); MSL 512 (maduros sin lesión con FOV 512); MI 512 (maduros con infosura con FOV 512).

En cuanto a la IS, se observa que los animales maduros con infosura presentan el mayor valor, seguidos de los adultos sin lesión, ambos grupos con un intervalo de confianza similar. El grupo de imágenes procedentes de animales inmaduros sin lesión posee un valor mucho menor, sin embargo, éste procede de un solo dato, con lo que no es posible calcular el intervalo de confianza (gráfica 1, Figura 308).

Los tonos de gris primario y secundario, o mayoritario y minoritario, siguen una relación muy similar a la de la IS para los grupos de animales maduros sin lesión y maduros con infosura; sin embargo, ambos tonos de gris se observan mucho más

elevados en el dato recogido para los animales inmaduros sin lesión que en los otros dos grupos (gráficas 2 y 3, Figura 308).

La heterogeneidad fue parecida en los dos grupos de imágenes procedentes de animales maduros, aunque superior en el de los maduros con infosura; sin embargo, en el dato procedente del grupo de animales inmaduros sin lesión, la heterogeneidad fue la más elevada, llegando a un valor de 2 en una escala de 6 (gráfica 4, Figura 308).

El diámetro medio del grano, para aquellas imágenes que se clasificaron como de textura granular, fue mayor en el grupo de animales maduros con infosura que en el de maduros sin lesión. El dato recogido del grupo de animales inmaduros no poseía textura granular, con lo que no procede el cálculo de este parámetro (gráfica 5, Figura 308).

La textura de los grupos de imágenes estudiados en la potenciación T2 FSTIR, para el corion perióptico, fue algodonosa en el único dato recogido a partir de los animales inmaduros sin lesión; en el grupo de imágenes procedentes de los animales maduros sin lesión, sobre el total, fue granular en un 40% y algodonosa en otro tanto; mientras que el 20% de las imágenes restantes presentaron textura lisa. En el grupo de animales maduros con infosura, las proporciones fueron muy similares a las de los maduros sin lesión, aunque predominó ligeramente la textura granular sobre la algodonosa, 46% frente a 36%; la lisa, por su parte, fue un poco más escasa, disminuyendo hasta el 18% (gráficas 6, 7 y 8, Figura 308).

5.1.2.2.E. COMPARACIÓN DE LOS VALORES MEDIOS DE LOS PARÁMETROS MEDIDOS, EN LAS DIFERENTES POTENCIACIONES, PARA EL CORION PERIÓPTICO; ANÁLISIS ESTADÍSTICO INFERENCIAL DE LOS ASPECTOS CLÍNICOS MÁS IMPORTANTES DE LA IRM DEL CORION PERIÓPTICO

E.1. Comparación de los valores medios

A continuación exponemos, de forma conjunta y gráficamente, los valores medios de los parámetros cuantitativos estudiados en corion perióptico, para todos los grupos y en las 4 potenciaciones analizadas.

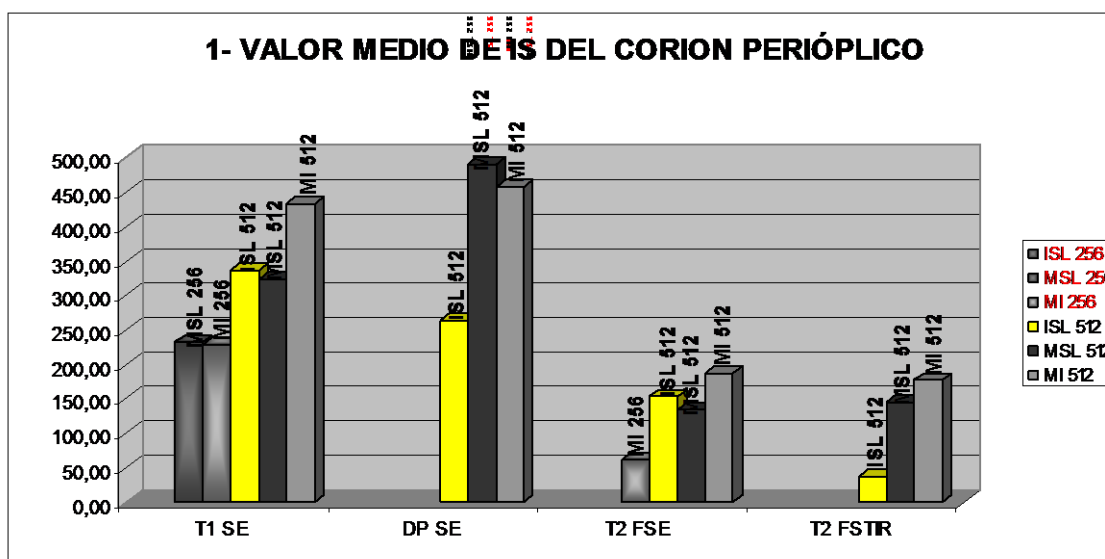


Figura 309. Representación gráfica de la media del valor de IS del corion perióplico, para todos los grupos estudiados, en las cuatro potenciaciones vistas: ISL 256 (inmaduros sin lesión con FOV 256); MSL 256 (maduros sin lesión con FOV 256); MI 256 (maduros con infosura con FOV 256; ISL 512 (inmaduros sin lesión con FOV 512); MSL 512 (maduros sin lesión con FOV 512); MI 512 (maduros con infosura con FOV 512).

Al comparar los resultados del valor medio de IS entre las diferentes potenciaciones y grupos, debido a que no hay imágenes aptas en todas las categorías estudiadas, vemos que hay grupos que aparecen en todas las potenciaciones y que sólo podremos señalar bajo el prisma de una sola de ellas, como ya se ha hecho en el apartado correspondiente para cada potenciación, o que sólo se podrán comparar entre dos o tres potenciaciones diferentes y no entre las cuatro estudiadas (Figura 309).

En cuanto a la comparación entre distintas potenciaciones de los grupos de imágenes con FOV 256 y, por lo tanto, con menor matriz, no podemos decir mucho, ya que sólo el grupo de animales maduros con infosura aparece en dos potenciaciones diferentes, viéndose una notablemente mayor IS en T1 SE que en T2 FSE. En los tres grupos de imágenes con FOV 512, hemos obtenido resultados en las cuatro potenciaciones, con lo que es posible la comparación de dichos resultados; el grupo de animales inmaduros sin lesión, que posee un número muy escaso de datos, presenta una IS con un máximo en T1 SE, seguida de DP SE, y tras esta, de T2 FSE, siendo el menor de todos los valores el de T2 FSTR. El grupo de animales maduros sin lesión presentan mucha más IS en DP SE, seguida cercanamente de T1 SE y, a mucha mayor distancia y con valores muy similares, de T2 FSTR y T2 FSE, aunque el valor de esta última es un

poco menor aún. El grupo de caballos maduros con infosura sigue un patrón de orden muy similar al de los maduros sin lesión, aunque en la potenciación T2, predomina ligeramente la IS en T2 FSE sobre la variante T2 FSTIR, al contrario que en estos últimos. Es interesante resaltar que la IS de los maduros con infosura y FOV 512 es superior a la de los maduros sin lesión con FOV 512, en todas las potenciaciones excepto en DP SE (Figura 309).

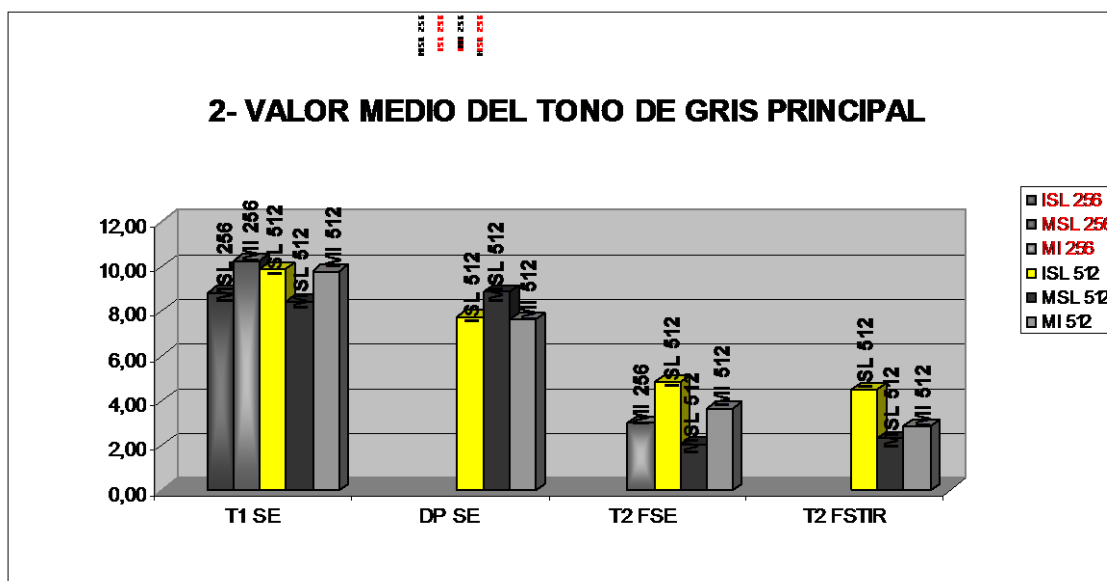


Figura 310. Representación gráfica de la media del tono de gris principal del corion periópico, para todos los grupos estudiados, en las cuatro potenciaciones vistas: ISL 256 (inmaduros sin lesión con FOV 256); MSL 256 (maduros sin lesión con FOV 256); MI 256 (maduros con infosura con FOV 256); ISL 512 (inmaduros sin lesión con FOV 512); MSL 512 (maduros sin lesión con FOV 512); MI 512 (maduros con infosura con FOV 512).

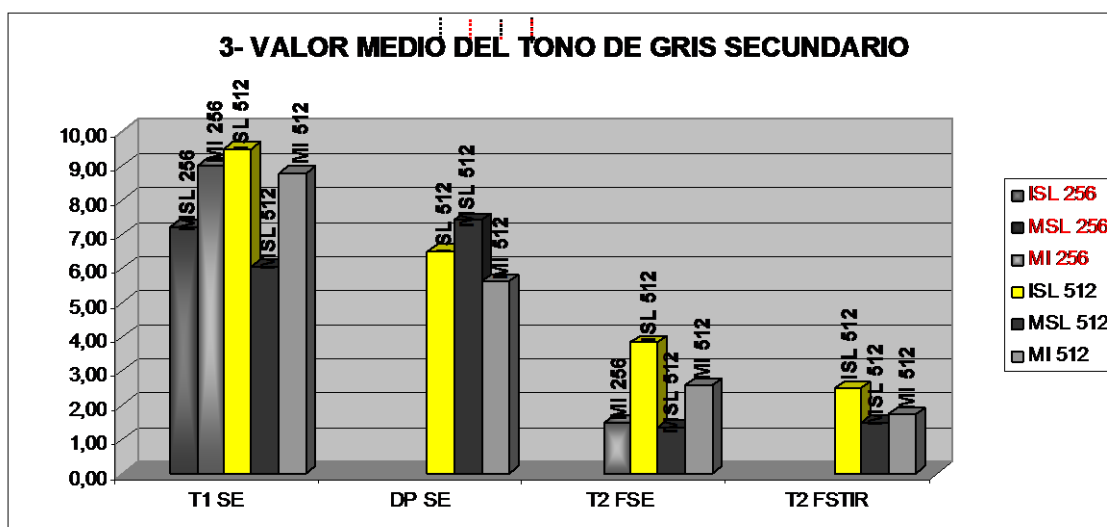


Figura 311. Representación gráfica de la media del tono de gris secundario del corion perióptico, para todos los grupos estudiados, en las cuatro potenciaciones vistas: ISL 256 (inmaduros sin lesión con FOV 256); MSL 256 (maduros sin lesión con FOV 256); MI 256 (maduros con infosura con FOV 256); ISL 512 (inmaduros sin lesión con FOV 512); MSL 512 (maduros sin lesión con FOV 512); MI 512 (maduros con infosura con FOV 512).

En el estudio comparativo de los tonos de gris para las cuatro potenciaciones vemos que, en general, cuando se observan los grupos unidos como un solo bloque por potenciación, la sensación es que parece que los mayores tonos de gris, tanto secundario como primario, corresponden a la potenciación T1 SE, seguida de cerca por DP SE y, a mucha más distancia, por las variantes de la potenciación T2 SE, con algo más de IS en T2 FSE y un poco menos en T2 FSTIR. Cuando observamos los grupos por separado, vemos que, en cada potenciación, el orden de mayor a menor IS entre los grupos es el mismo para el tono de gris primario que para el secundario, a excepción del grupo de animales inmaduros con FOV 512, cuyo tono de gris primario no supera al del grupo de maduros con infosura y FOV 256 y, sin embargo, su tono de gris secundario sí lo supera. Cuando comparamos los tonos de gris de los bloques de grupos de cada potenciación con la IS media de esos mismos bloques, llama la atención que, en la IS, el bloque de la potenciación DP SE supera a la de T1 SE, mientras que, en los tonos de gris, la tendencia es la contraria. Al analizar los tonos de gris frente a la IS media, vemos que la correlación del orden de los grupos, según su valor medio dentro de cada potenciación, no se respeta; por ejemplo, no siempre el que tiene mayor IS media en T1 SE es el que tiene mayores tonos de gris; sin embargo, esto ocurre, sobre todo, para los grupos de imágenes con FOV 256 y para el grupo de animales inmaduros con FOV 512, pero no para los grupos de imágenes procedentes de animales maduros con FOV 512, tanto sanos como con infosura; en estos dos últimos grupos, comparados entre sí, cuando uno tiene mayor IS de señal que otro en una potenciación concreta, también presenta un mayor tono de gris primario y un mayor tono de gris secundario para esa misma potenciación. Cuando observamos los tonos de gris para las distintas potenciaciones de grupo en grupo, se puede ver como, en todos aquellos en los que hay datos para las cuatro potenciaciones, existe una cascada de valores, de manera que en T1 SE tienen el mayor valor, en DP SE el segundo mayor valor, en T2 FSE un valor menor que en DP SE y en T2 FSTIR el menor valor de todos; tan sólo encontramos una excepción a esta observación, y es el grupo de animales maduros sin lesión con FOV 512, en que el orden se invierte para los dos tonos medios de gris, tanto primario como secundario,

siendo mayor el correspondiente a DP SE seguido del valor de T1 SE, e incluso, aunque casi de forma imperceptible, se invierte también en los bloques de las potenciaciones variantes de T2 SE, siendo algo mayor en T2 FSTIR que en T2 FSE (Figura 310 y Figura 311).

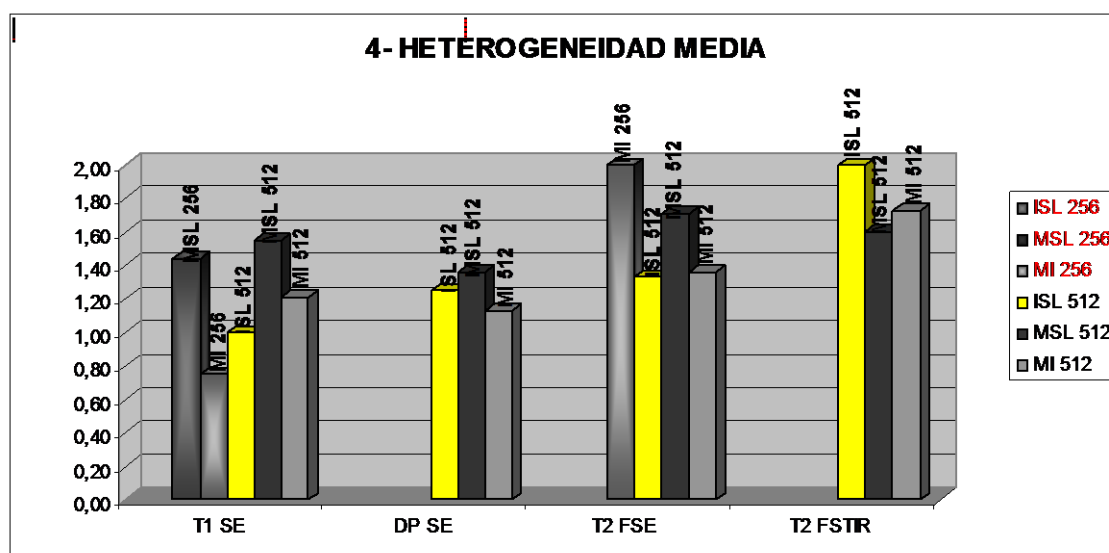


Figura 312. Representación gráfica de la media de la heterogeneidad del corion perióptico, para todos los grupos estudiados, en las cuatro potenciaciones vistas: ISL 256 (inmaduros sin lesión con FOV 256); MSL 256 (maduros sin lesión con FOV 256); MI 256 (maduros con infosura con FOV 256); ISL 512 (inmaduros sin lesión con FOV 512); MSL 512 (maduros sin lesión con FOV 512); MI 512 (maduros con infosura con FOV 512).

Atendiendo a la heterogeneidad media, hemos de decir que, independientemente de que ninguno de los valores supere el grado 2 de nuestra escala, cuando se observan en bloque todos los grupos en una potenciación frente a otra, la tendencia parece ser la contraria que la encontrada en los tonos de gris, de manera que las potenciaciones que presentaban en conjunto un mayor tono de gris, presentan aquí una menor heterogeneidad y viceversa, con la excepción de la comparación de T1 SE con DP SE, que ya de por sí presentaban valores similares entre ellas. Si comparamos grupo por grupo, aquellos de los que tenemos datos para las cuatro potenciaciones, vemos que, con la excepción de los inmaduros sin lesión con FOV 512 que presentaron algo más de valor en T1 SE, se cumple esto mismo, de manera que tienen su máximo de heterogeneidad en T2 FSTIR, seguida de T2 FSE, tras esta de T1 SE y, con el valor de heterogeneidad media menor, es decir de mayor homogeneidad, de DP SE (Figura 312).

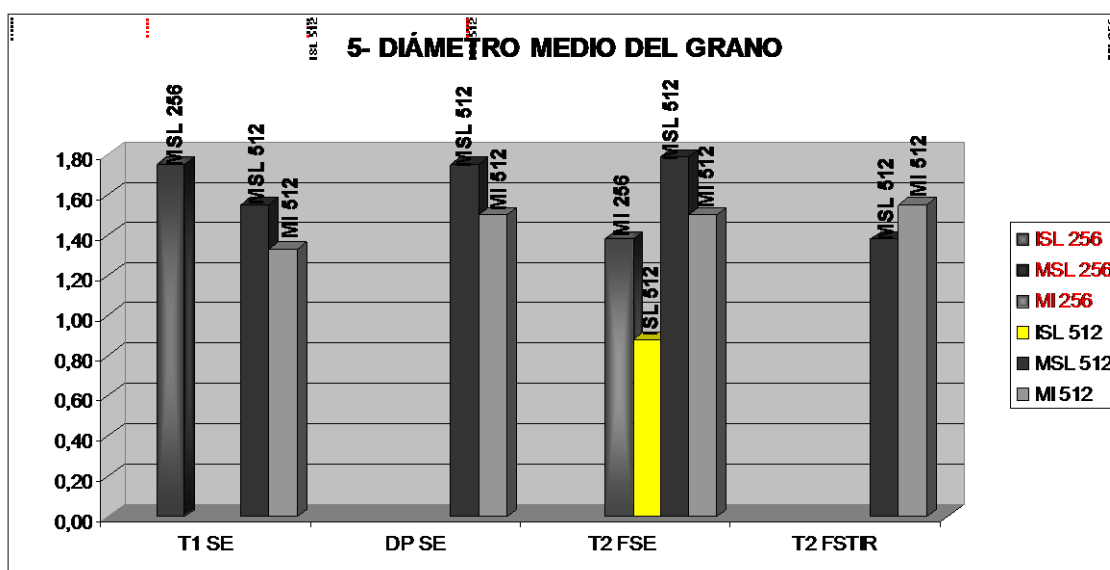


Figura 313. Representación gráfica de la media del diámetro del grano de las imágenes del corion perióptico que presentan textura granular, para todos los grupos estudiados, en las cuatro potencias vistas: ISL 256 (inmaduros sin lesión con FOV 256); MSL 256 (maduros sin lesión con FOV 256); MI 256 (maduros con infosura con FOV 256); ISL 512 (inmaduros sin lesión con FOV 512); MSL 512 (maduros sin lesión con FOV 512); MI 512 (maduros con infosura con FOV 512).

En cuanto al diámetro medio del grano de las imágenes que presentan textura granular, en la señal emitida por el corion perióptico, el grupo de animales maduros sin lesión con FOV 512 presenta un mayor valor en las potencias T2 FSTIR y DP SE, seguidas de T1 SE y, con un menor valor, de T2 FSE. El grupo de imágenes procedentes de caballos adultos con infosura y FOV 512 presenta un valor muy similar en todas las potencias, aunque éste es un poco menor en T1 SE y un poco mayor en T2 FSTIR; por su parte, los maduros sin lesión pero con FOV 256 presentan un valor mayor en T1 SE que en T2 FSE (Figura 313).

E.2. Análisis estadístico inferencial

Como ya hemos señalado para otras estructuras, el volumen de datos, parámetros estudiados, potencias analizadas, grupos de edad, lesiones, etc. no permiten realizar un análisis de varianza (ANOVA) para cada posible comparación entre ellos, con lo que el contraste de hipótesis que nos permita afirmar, con alta probabilidad, la significación o falta de la misma entre los resultados obtenidos, lo reservaremos para aquellos grupos, estructuras y parámetros que consideramos que tienen una mayor trascendencia clínica.

En el caso del corion perióplico, al igual que para el periople, hemos estimado, como de mayor significación clínica, la comparación entre los grupos de maduros sin lesión y maduros afectados por la infosura, ambos con FOV 512, para el parámetro de IS medida con la herramienta de Osiris 4.19® que, por otro lado, además, es el parámetro obtenido con un criterio más objetivo.

E.2.1. Maduros sin lesión frente a maduros con infosura

E.2.1.1. T1 SE

Al realizar el ANOVA para las medias de intensidad de señal de estos dos grupos, obtenemos una $p \leq 0,05$, con lo que las diferencias serían significativas; además, al realizar el test de Bartlett, obtenemos una $p \geq 0,05$, con lo que el análisis de varianza resulta apropiado en este caso, por lo que la mayor media de IS del corion perióplico de los equinos maduros afectados por la infosura, en relación a los maduros sin lesión, es estadísticamente significativa para esta potenciación.

E.2.1.2. DP SE

Al realizar el ANOVA para las medias de intensidad de señal de estos dos grupos, obtenemos una $p \geq 0,05$, con lo que las diferencias serían no significativas; además, al realizar el test de Bartlett, obtenemos una $p \geq 0,05$, con lo que el análisis de varianza resulta apropiado en este caso, por lo que la mayor media de IS del corion perióplico de los equinos maduros sin lesión, en relación a los maduros con infosura, no es estadísticamente significativa para esta potenciación.

E.2.1.3. T2 FSE

Al realizar el ANOVA para las medias de intensidad de señal de estos dos grupos, obtenemos una $p \leq 0,05$, con lo que las diferencias serían significativas; además, al realizar el test de Bartlett, obtenemos una $p \geq 0,05$, con lo que el análisis de varianza resulta apropiado en este caso, por lo que la mayor media de IS del corion perióplico de los equinos con infosura en relación con los maduros sin lesión, es estadísticamente significativa para esta potenciación.

E.2.1.4. T2 FSTIR

Al realizar el ANOVA para las medias de intensidad de señal de estos dos grupos, obtenemos una $p \geq 0,05$, con lo que las diferencias no serían significativas; además, al realizar el test de Bartlett, obtenemos una $p \geq 0,05$, con lo que el análisis de varianza resulta apropiado en este caso y se concluye que la mayor media de IS del corion perióplico de los equinos maduros con infosura, en relación a los maduros sin lesión, **no es estadísticamente significativa** para esta potenciación.

5.1.2.3. IRM DEL CORION CORONARIO

En este estudio, nos referiremos al corion coronario propiamente dicho, es decir, a la estructura que se prolonga a partir de la dermis cutánea y que se dispone entre la parte más proximal de la pared del casco y el cojinete coronario, que ocupa el espacio entre el mencionado corion y la parte más distal del tendón extensor digital común, junto a la apófisis piramidal del tejuelo. En esta estructura denominada corion coronario, que ocupa el espacio descrito, podemos distinguir tres partes, que recibirán distinto tratamiento en este estudio: la parte más superficial, formada por la prolongación de las papilas coronarias hacia el interior de la pared del casco, que describiremos y localizaremos en nuestros resultados, pero para la que no hemos obtenido datos acerca de los diferentes parámetros estudiados en este trabajo; la parte que se sitúa más hacia el interior, con aspecto macroscópico de tejido conjuntivo denso, que se corresponde con la capa reticular de este corion, que lo limita separándolo del cojinete coronario, y que también localizaremos y describiremos, pero de la que tampoco hemos obtenido datos en relación a los parámetros estudiados en este trabajo de investigación, y finalmente, la porción de corion coronario que comprende la base de las papilas y el tejido dispuesto entre ellas, y la capa interna más densa, que se corresponde con la capa papilar de esta estructura y a lo que nos referiremos, en ocasiones en este estudio, como cuerpo del corion coronario, y del que sí hemos obtenido y analizado datos referidos a los distintos parámetros que se estudian en este trabajo de investigación (Figura 314 y Figura 315).

La forma que el cuerpo del corion coronario presenta en la imagen, al igual que ocurre con el resto de estructuras, depende del plano de corte, pero, en general, en los cortes coronales y sagitales, observaremos su sección con una forma de paréntesis con la concavidad hacia el lado interno (Figura 314 y Figura 315), y dicha concavidad parece ser algo menor en las extremidades posteriores que en las anteriores. En los cortes transversales, su imagen depende de la oblicuidad y nivel de la sección, aunque, en general, en la zona de las lumbres y con la orientación de los cortes utilizada en este estudio, se observa, en su parte más proximal, como una línea ligeramente curva (Figura 316). Cuando nos alejamos de su extremo proximal, debido a la orientación de los cortes en relación a la disposición anatómica de la estructura, el artefacto de volumen parcial gana mucho peso y resulta muy difícil su valoración. En cortes transversales, con la orientación utilizada en este estudio para los mismos, no se pudo

observar la sección completa del cuerpo del corion coronario en todo el perímetro del casco en ninguna imagen, al igual que ocurría con el corion perióplico. Por otro lado, su correspondencia con la imagen de los cortes anatómicos no es tan intuitiva como lo pudiera ser en otras estructuras como el mencionado corion perióplico, y hay que prestar mucha atención para no cometer un error cuando se coteja el corte anatómico macroscópico con la imagen de IRM.

Esta estructura no presenta la misma relación de intensidades con las estructuras que la rodean en las diferentes potenciaciones estudiadas, aunque, en general, podemos decir que se observa con mayor intensidad de señal que la capa de tejido conjuntivo más densa que se sitúa inmediatamente adyacente hacia el interior y lo separa del cojinete coronario, y que la porción de la pared del casco que lo limita hacia el exterior (Figura 315). La IS o tono de gris que presenta en relación al corion perióplico, que lo limita proximalmente, y en relación al corion laminar, con el que se continúa distalmente, varía, en mayor o menor medida, según la potenciación utilizada. Debido a esto, no será igual de fácil localizarlo y delimitarlo en una u otra potenciación; por lo tanto, no podemos hacer una descripción general de su imagen mediante RM en conjunto, para las potenciaciones estudiadas en este trabajo, más allá de lo que acabamos de señalar.

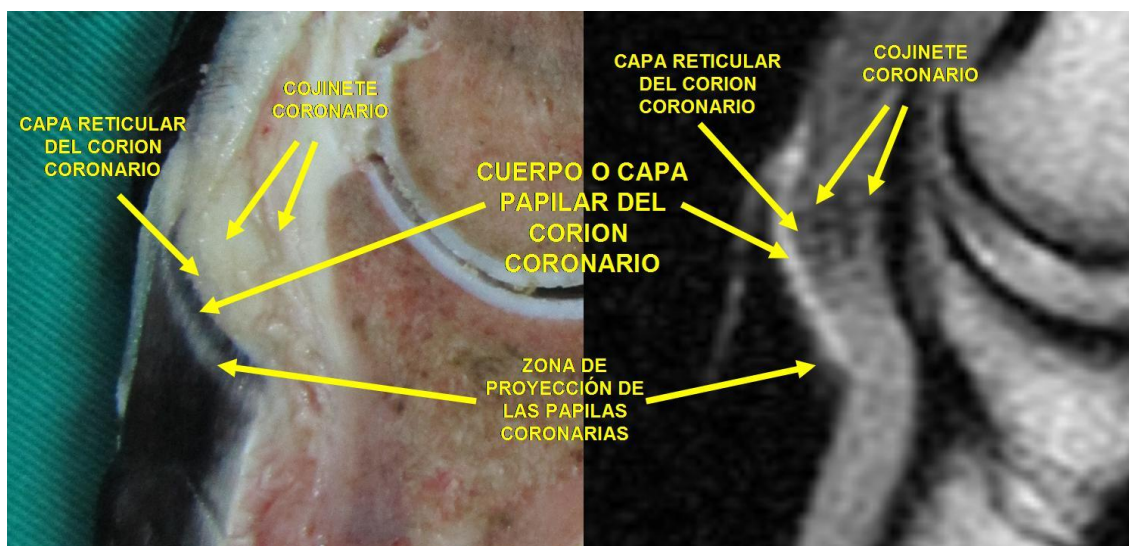


Figura 314. Imagen de un corte sagital de la zona proximal de las lumbres del casco de un caballo; en la imagen de la izquierda, podemos observar el corte anatómico y en la de la derecha la IRM potenciada en T1 SE. En ambas se señala el cuerpo del corion coronario y otras estructuras anatómicamente relacionadas.

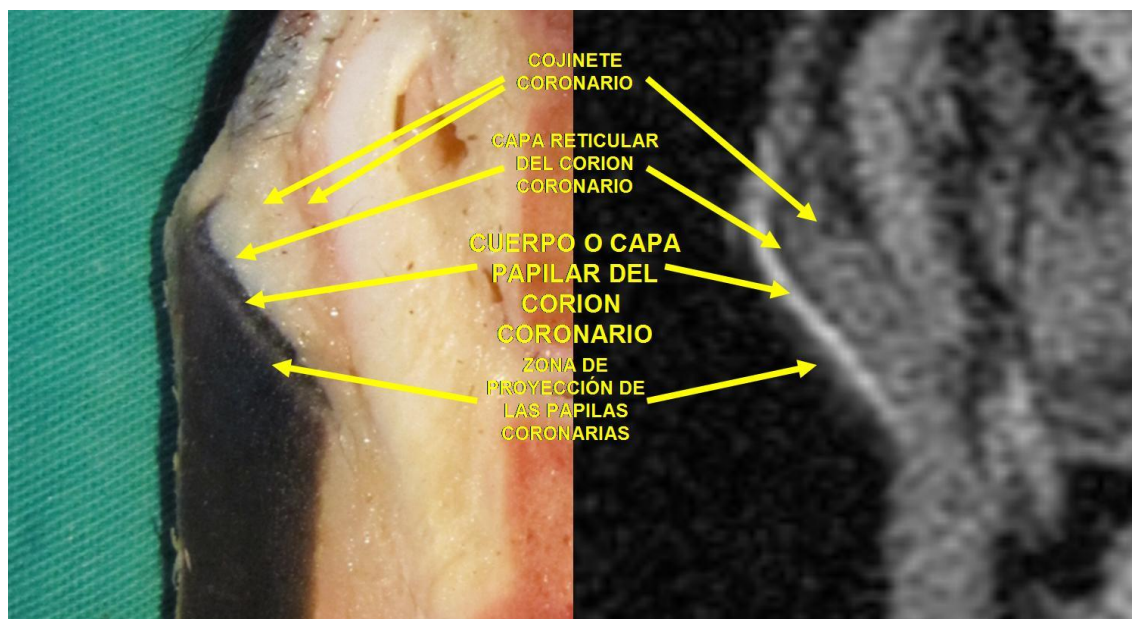


Figura 315. Imagen de un corte coronal de la zona proximal de cuartas partes del casco de un caballo; en la imagen de la izquierda, podemos observar el corte anatómico y en la de la derecha la IRM potenciada en T1 SE. En ambas se señala el cuerpo del corion coronario y otras estructuras anatómicamente relacionadas.

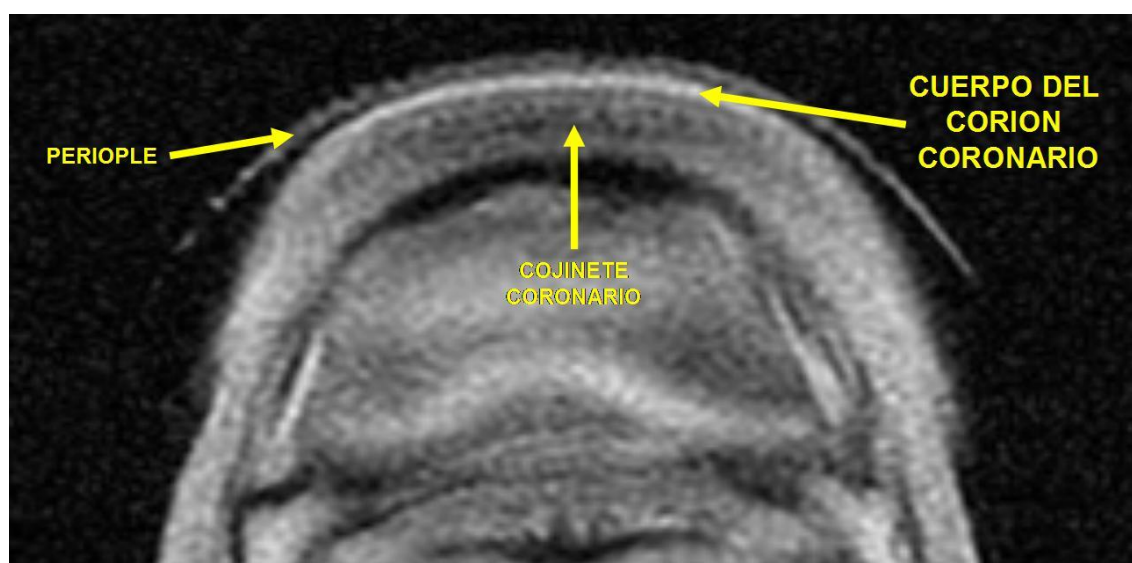
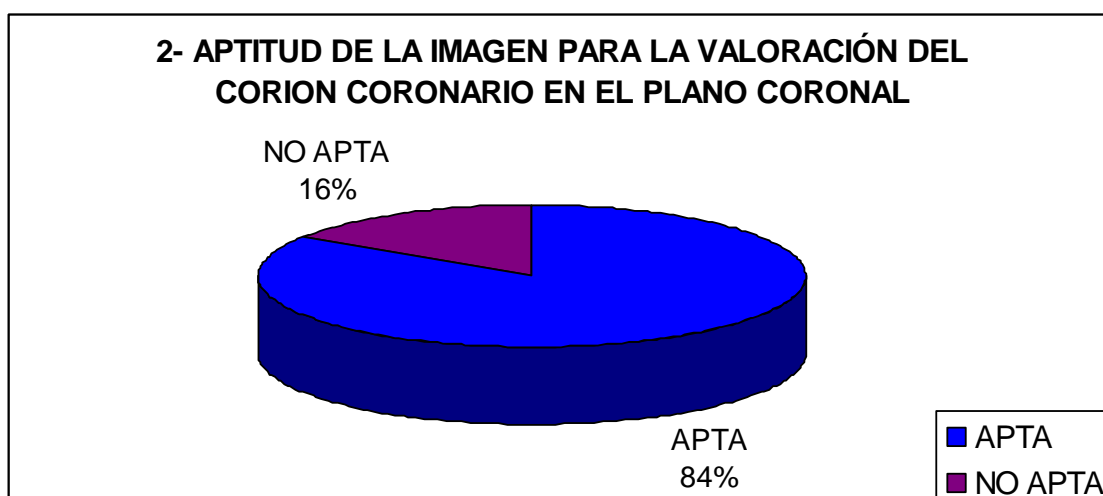


Figura 316. Imagen de RM, potenciada en T1 SE, de un corte transversal a la altura de la zona más proximal de las lumbres del casco de un caballo.

Para esta estructura, sólo hemos obtenido imágenes con FOV 512, con lo que no podremos comparar éstas con las de menor matriz y FOV 256. Dicho esto y, aunque el corion coronario se ha podido identificar en los tres planos de corte utilizados, considerando las cuatro potenciaciones en conjunto, es en los cortes sagitales coincidentes o cercanos al eje longitudinal de la extremidad, en los que mejor y con más

frecuencia se visualiza (gráfica 1, Figura 317); en los cortes coronales, el porcentaje de series con imágenes aptas es un poco menor que en los sagitales (gráfica 2, Figura 317), siendo más apropiados los situados a nivel del centro del hueso navicular o próximos a éste; en los transversales, se observa con mucha menor frecuencia (gráfica 3, Figura 317).



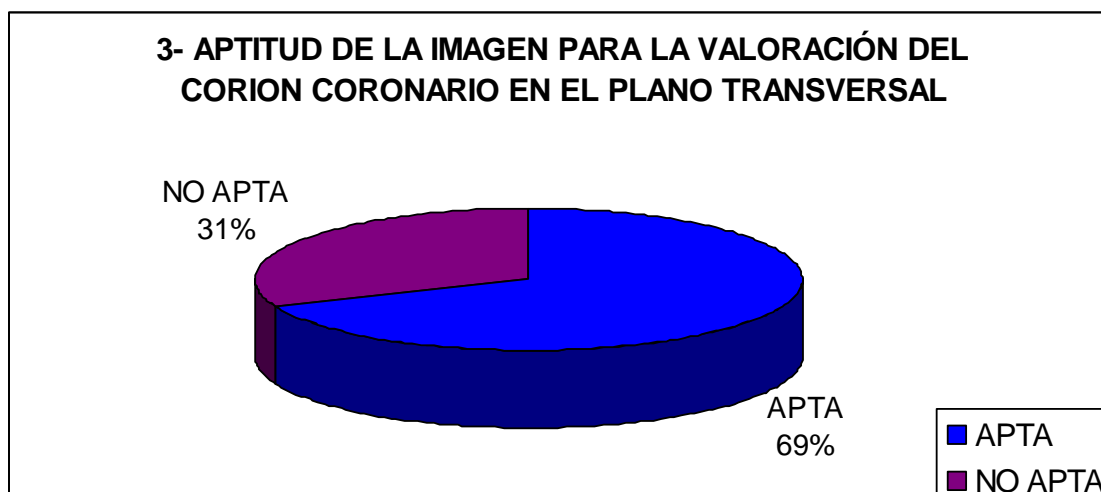


Figura 317. Gráficos en los que se representa el porcentaje de imágenes aptas, del total estudiado, según el plano de corte. En el gráfico 1, se representa para el plano sagital, en el 2 para el coronal y en el 3 para el transversal.

5.1.2.3.A. IMÁGENES POTENCIADAS EN T1 SE DEL CORION CORONARIO

El área de sección del cuerpo del corion coronario presenta, en esta potenciación, la forma y descripción, según el plano de corte, que se ha expuesto como general para todas las potenciaciones. Su señal se puede describir como hiperintensa en relación a la capa reticular, que lo limita interiormente, y a la pared del caso, con la que contacta hacia el exterior y distalmente, y de la que es responsable de su síntesis. En relación al corion perióplico, que lo limita proximalmente, sus intensidades de señal son muy similares en la mayor parte de las imágenes obtenidas y su delimitación es complicada, aunque, si la calidad de la imagen lo permite, se puede distinguir una tenue línea hipointensa que los separa, y que se correspondería, hacia el interior, con la localización del pliegue que separa las papilas perióplicas de las coronarias, también denominado surco perióplico. En relación al corion laminar, con el que se continúa distalmente sobre el tejuelo, de ordinario presenta un mayor tono de gris en la imagen potenciada en T1 SE; es decir, aparece hiperintenso, sin embargo, el lugar exacto donde termina uno y empieza el otro, o zona coronaria, es verdaderamente difícil de concretar a partir a esa IS, con lo que, normalmente, la delimitación se realiza en función del reconocimiento de la anatomía y no del contraste de la señal entre uno y otro (Figura 318 y Figura 319).

La capa reticular del corion coronario, en las imágenes en que se puede discriminar, se prolonga desde la capa reticular del corion perióplico y se extiende hasta las cercanías del corion laminar, donde se difumina (Figura 319).

La prolongación de las papilas coronarias hacia el interior de la pared del casco se observa, al menos en su tercio más proximal, como un área con un menor tono de gris que la del cuerpo del corion coronario; esta área de prolongación de las papilas se difumina rápidamente en sentido distal y crea una especie de sombra blanquecina, adyacente al mencionado cuerpo del corion coronario. Esta sombra, en ocasiones, si la calidad de la imagen lo permite, resulta de utilidad para delimitar el corion coronario del corion perióptico, atendiendo al punto exacto donde se empieza a observar, que se correspondería con el lugar donde termina el corion perióptico y empieza el coronario. También, si la calidad de la imagen lo permite, resulta útil para determinar el lugar donde termina el corion coronario y empieza el corion laminar, ya que, en algunos casos, se puede distinguir una pequeña y tenue línea hipointensa entre esta sombra de las papilas y la parte más proximal de dicho corion laminar (Figura 321).

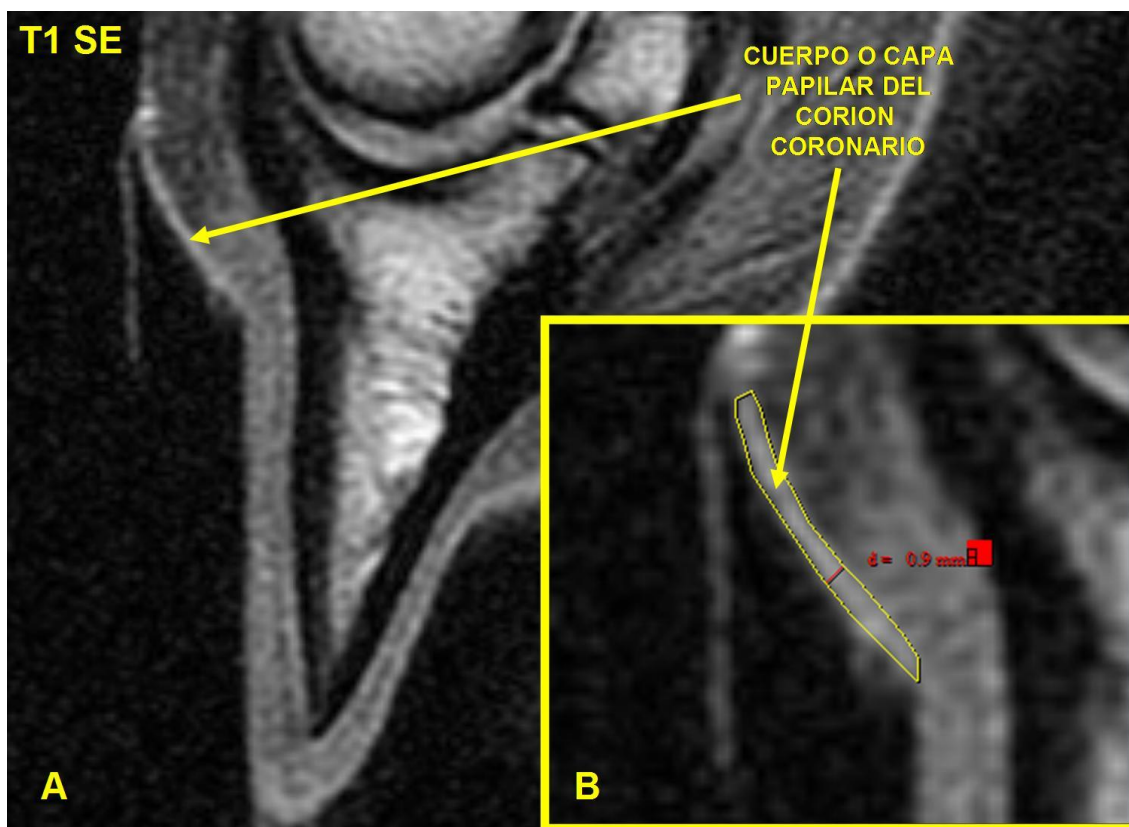


Figura 318. Imágenes, potenciadas en T1 SE, de un corte en el plano sagital, a la altura del centro de las lumbres, del casco posterior izquierdo de un caballo adulto sin lesión. La imagen B se trata de un detalle aumentado de una porción de la imagen A, y en ella se delimita el área del cuerpo del corion coronario señalando su grosor.

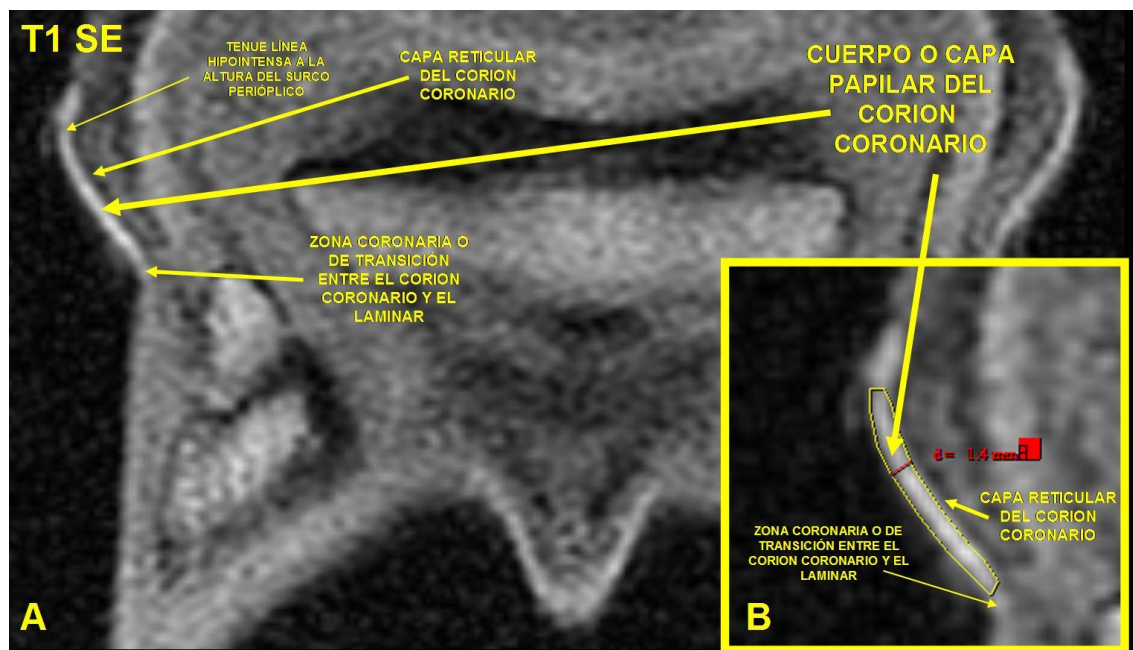


Figura 319. Imágenes, potenciadas en T1 SE, de un corte en el plano coronal, a nivel del hueso navicular, del casco posterior izquierdo de un caballo adulto sin lesión. La imagen B se trata de un detalle aumentado de la porción izquierda de la imagen A donde se puede observar el área de la sección del cuerpo o capa papilar del corion coronario, y en este detalle se delimita el área del cuerpo del corion coronario señalando su grosor.

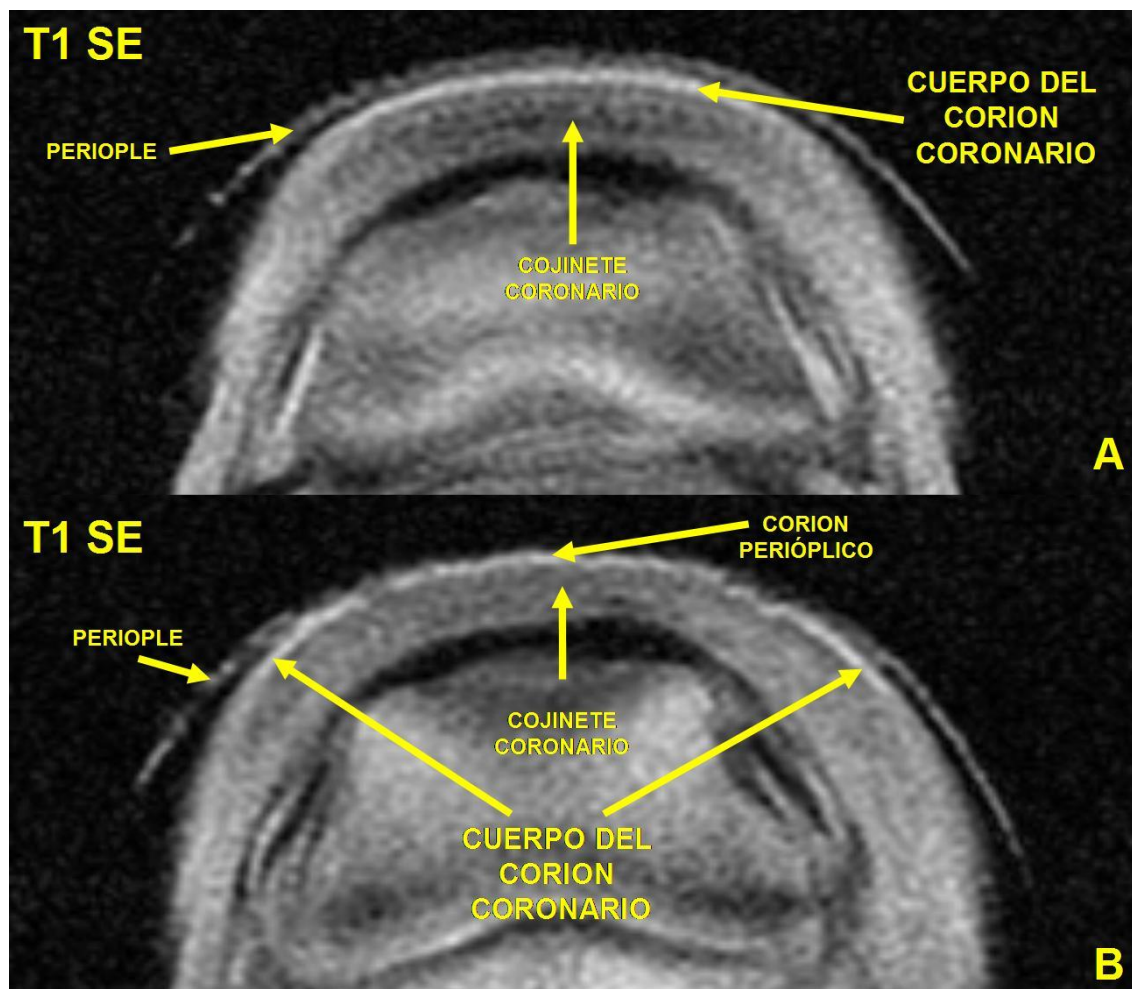


Figura 320. Imágenes de dos cortes transversales, potenciados en T1 SE, de la parte más proximal del casco de un caballo adulto sin lesión: la imagen A corta con una ligera oblicuidad la parte más proximal del corion coronario en las lumbres; la imagen B corresponde al corte inmediatamente proximal al A dentro de la serie de imágenes, donde el cuerpo del corion coronario sólo se puede apreciar con nitidez en los hombros debido a la oblicuidad del corte en relación a la línea de la corona.

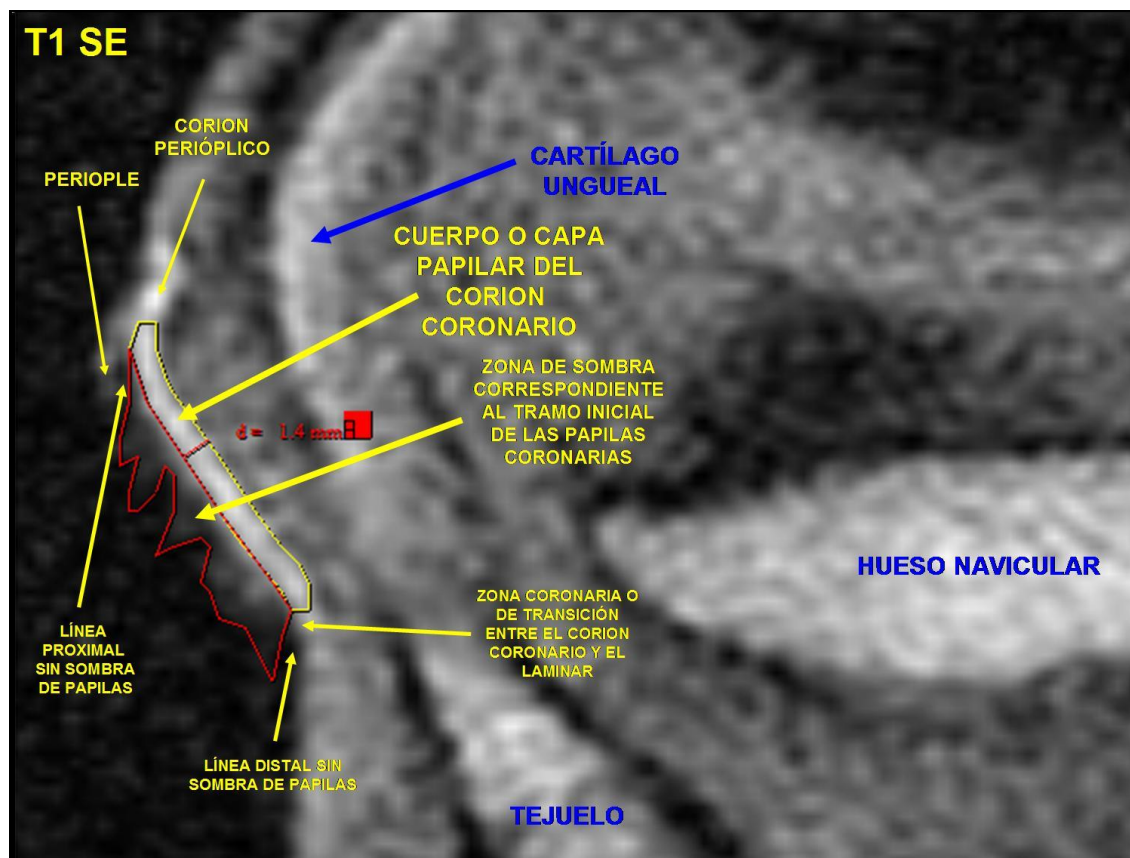


Figura 321. Imagen de un corte coronal, potenciado en T1 SE, del casco anterior derecho de un caballo adulto sin lesión. Se puede observar el cuerpo del corion coronario a nivel de las cuartas partes en el lado izquierdo de dicha imagen, así como la sombra generada por la proyección distal de las papilas coronarias, además de otras estructuras relacionadas.

En los cortes transversales en los que se observa, el cuerpo del corion coronario se puede visualizar de maneras diferentes, según la altura del corte y el grado de oblicuidad del mismo en relación a la línea de rodete coronario. En este trabajo, los cortes trasversales presentan una pequeña oblicuidad dorso-volar que hace que en los únicos cortes que se puede visualizar el cuerpo del corion coronario sea en los más proximales, y nunca en su perímetro completo, sino que se van observando diferentes porciones según la altura concreta de la rodaja de corte (Figura 320); aunque el tono de gris que presenta el corion coronario es muy similar al que presenta el corion perióplico, podemos distinguir uno de otro ayudándonos de la imagen del periople cuando ésta aparece; también es útil el hecho de que el corion coronario tiene los límites más lisos y definidos, mientras que el corion perióplico los presenta un poco más irregulares y difusos (imagen B, Figura 320).

En los animales maduros con infosura, cuando se observa detenidamente el área del cuerpo del corion coronario en los cortes sagitales y coronales, se puede apreciar una pérdida de la forma de paréntesis con un estiramiento y, en ocasiones, dependiendo del grado de afectación y evolución del proceso, un alargamiento, que hace que progrese hacia una menor curvatura, incluso aproximándose mucho a una línea recta; además, se puede observar también que el límite distal de esta estructura, ya de por sí difícil de delimitar, se torna aún más difuso que en los animales sanos (Figura 322 y Figura 323).

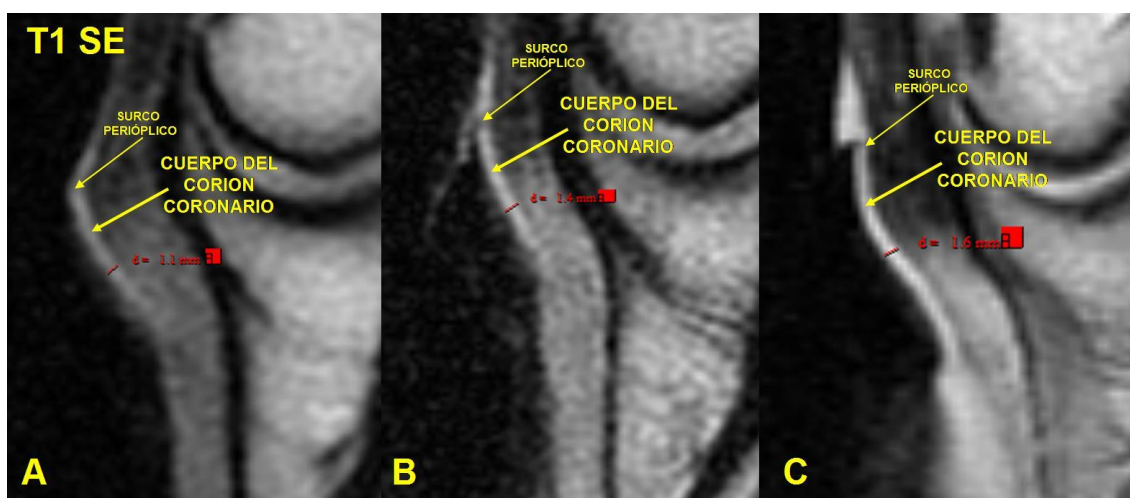


Figura 322. Imágenes, potenciadas en T1 SE, de tres cortes sagitales del corion coronario, correspondientes a sendas extremidades de caballos adultos aquejadas de infosura en diferentes grados. La imagen A corresponde a una extremidad posterior que presentaba el menor grado de descenso y rotación del tejido de las tres; la imagen B corresponde a una extremidad anterior con mayor grado de descenso y rotación que la A; la imagen C corresponde a una extremidad anterior que es la que presenta una mayor afectación y descenso del tejido.

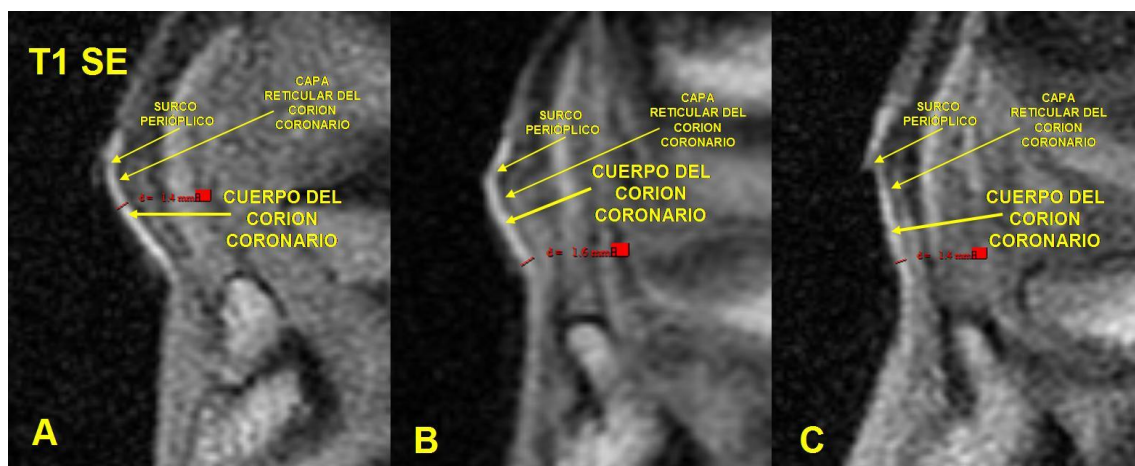


Figura 323. Imágenes, potenciadas en T1 SE, de tres cortes coronales del corion coronario de caballos adultos. La imagen A corresponde a la extremidad posterior de un caballo sin lesión; la

imagen B corresponde a la extremidad posterior de un animal aquejado de infosura con cierto grado de rotación y descenso del tejuelo; la imagen C corresponde a una extremidad anterior de un caballo aquejado de infosura con un grado mayor de descenso y rotación que la B (obsérvese el menor ángulo de inclinación del corion laminar respecto al plano horizontal de la extremidad).

En las imágenes de los cortes transversales, esta estructura es más complicada de discriminar y evaluar, y las diferencias entre el corion coronario de los animales sanos y el de los aquejados de infosura, más allá de la existencia de alteraciones puntuales manifiestas, derivadas de un daño tisular concreto, como el que se puede observar las cuartas partes del lado derecho de las imágenes 4, 5 y 6 de la Figura 324, no son tan apreciables como en las de los cortes sagitales y coronales. En estos animales adultos con infosura, se puede ver que es en las cuartas partes donde se aprecia una mayor longitud de la capa papilar o cuerpo del corion coronario durante más cortes consecutivos (imágenes 4, 5 y 6 de la Figura 324).

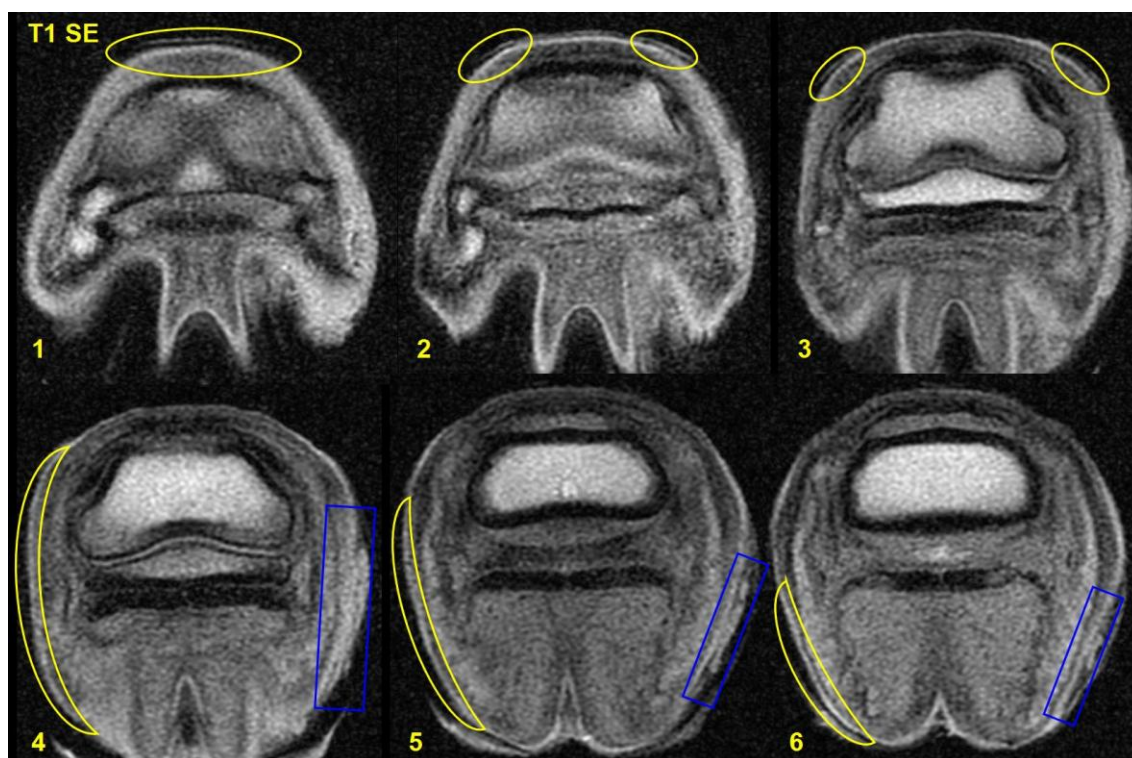


Figura 324. Imágenes, potenciadas en T1 SE, de una serie de cortes transversales consecutivos, a nivel del tercio proximal del casco anterior de un caballo adulto aquejado de infosura; se ordenan del 1 al 6 empezando por el corte más distal. Hemos señalado las zonas donde el cuerpo del corion coronario se observa con un menor artefacto de volumen parcial, mediante elipses o medias lunas de color amarillo; también hemos utilizado rectángulos de color azul en una zona en la que, aunque esta estructura se debería ver igual que en la región contralateral, una masa hiperintensa adyacente, derivada de la lesión causada por la infosura, dificulta su visualización y delimitación. Obsérvese

que, debido a la oblicuidad de los planos de corte en relación a la corona, las zonas en las que se puede delimitar el cuerpo del corion coronario se van desplazando desde la parte más dorsal a la más palmar a medida que los cortes se sitúan más proximalmente.

En los neonatos y potrillos, como ocurría para otras estructuras y potenciaciones, hay variaciones en relación a los adultos. Los contrastes de IS aparecen, en conjunto, más suaves que en los adultos; sin embargo, la sensación de nitidez y resolución es mayor. Los detalles como la sombra de las papilas coronarias dentro de la pared del casco, las pequeñas líneas hipointensas que la delimitan en sus extremos proximal o distal, o el surco perióplico, se distinguen mejor en estos animales que en los maduros, ya presenten infosura o no presenten lesión a ese nivel; no obstante, el límite distal del cuerpo del corion coronario o zona coronaria no se delimita bien, e incluso, es más difícil de situar con precisión que en las imágenes de los animales maduros (Figura 325 y Figura 326).

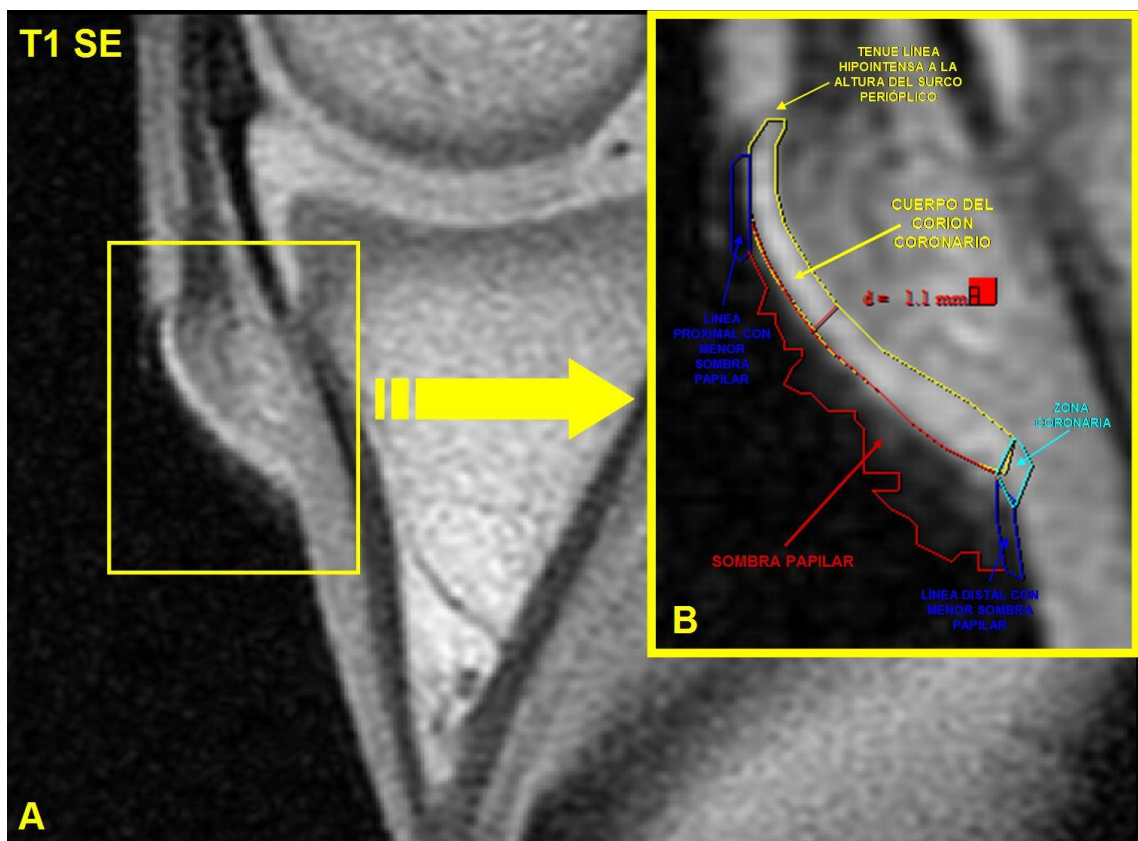


Figura 325. Imágenes en el plano sagital, potenciadas en T1 SE, del casco de la extremidad anterior de un neonato. La imagen B se trata de un detalle ampliado del área comprendida dentro del rectángulo de borde amarillo de la imagen A.

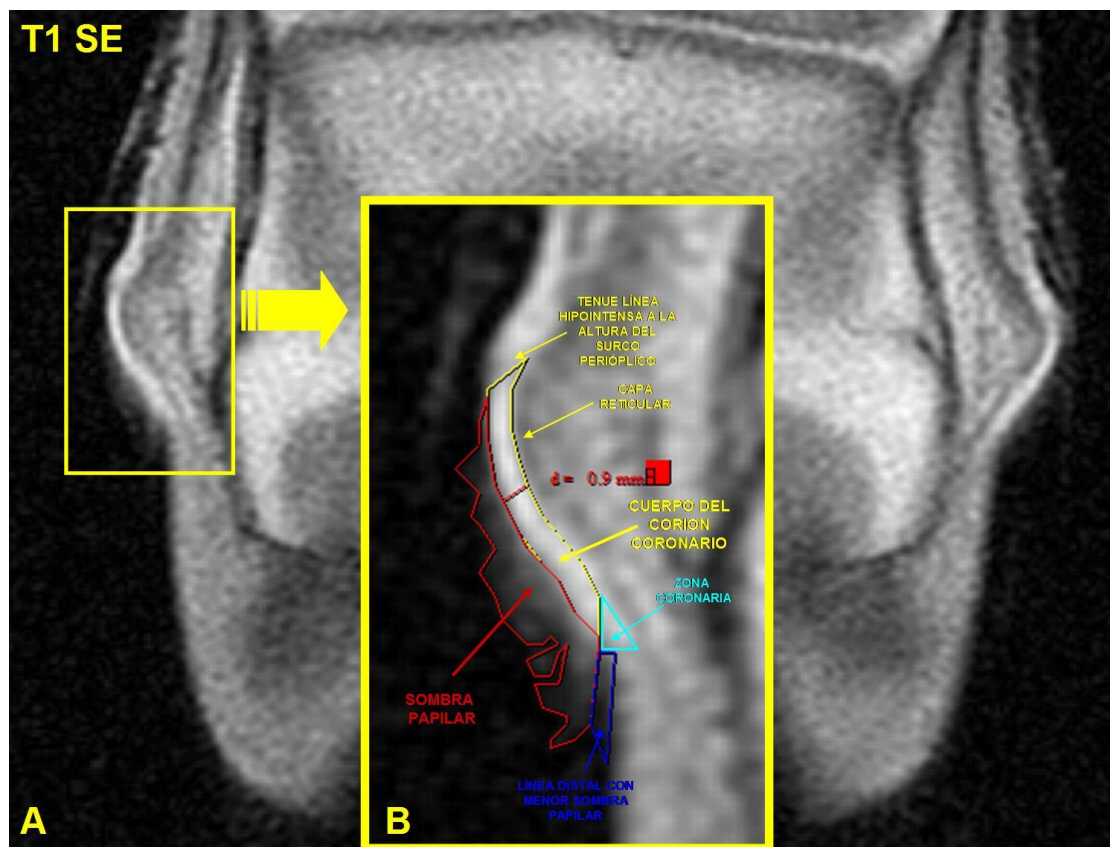


Figura 326. Imágenes en el plano coronal, potenciadas en T1 SE, del casco de la extremidad anterior de un neonato. La imagen B se trata de un detalle ampliado del área comprendida dentro del rectángulo de borde amarillo de la imagen A.

La frecuencia con que las diferentes series estudiadas en esta potenciación fueron aptas para la valoración del cuerpo del corion coronario se representa gráficamente en la Figura 327.

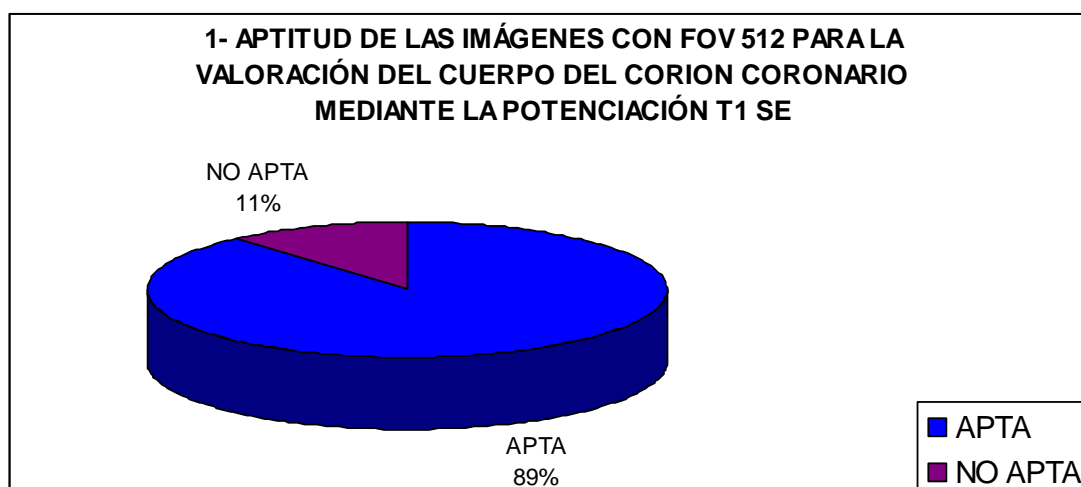


Figura 327. Representación gráfica de la aptitud, para la valoración del cuerpo del corion coronario, de las imágenes potenciadas en T1 SE.

En el caso del corion coronario, las imágenes a valorar las hemos agrupado, como para otras estructuras vistas, según la madurez de los animales, considerando maduros a los mayores de 5 años y agrupando los menores de 3 meses en un único grupo de inmaduros, incluidos los neonatos, y considerando también, dentro del grupo de los adultos, si padecían infosura o no; no obstante, en esta estructura, todas las imágenes analizadas presentaban FOV 512, con lo que hemos obtenido los siguientes grupos: imágenes con FOV 512 de animales inmaduros sanos, imágenes con FOV 512 de adultos sanos e imágenes con FOV 512 de adultos con infosura. Hechas estas especificaciones y tomando como base estos grupos, los resultados se exponen en forma de tabla en la Figura 328.

1- INMADUROS SIN LESIÓN FOV 512 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	10	281,85	179,92	96,07	566,44	96,07	111,51	170,34	393,36
GRIS PRINCIPAL	10	9,70	2,94	4,5	13,5	6,5	1,82	7,88	11,52
GRIS SECUNDARIO	10	7,70	2,74	2,5	11,5	9,5	1,70	6,00	9,40
HETEROGENEIDAD	10	1,20	0,42	1	2	1	0,26	0,94	1,46
GROSOR	8	1,06	0,24	0,8	1,4	0,8	0,17	0,89	1,23
DIÁMETRO DEL GRANO *	5	0,85	0,14	0,75	1	0,75	0,12	0,73	0,97

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	5	50,00%	50,00%	18,71%	81,29%
GR	5	50,00%	100,00%	18,71%	81,29%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	30,85%
TOTAL	10	100,00%	100,00%		

2- MADUROS SIN LESIÓN FOV 512 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	11	387,96	95,91	150,52	477,89	150,52	56,68	331,28	444,64
GRIS PRINCIPAL	11	10,50	1,61	8,5	12,5	11,5	0,95	9,55	11,45

GRIS SECUNDARIO	11	6,86	2,62	1,5	9,5	7,5	1,55	5,32	8,41
HETEROGENEIDAD	11	1,82	0,60	1	3	2	0,35	1,47	2,17
GROSOR	11	1,35	0,25	0,9	1,9	1,4	0,15	1,20	1,50
DIÁMETRO DEL GRANO *	7	1,25	0,29	1	1,75	1	0,21	1,04	1,46

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	4	36,36%	36,36%	10,93%	69,21%
GR	7	63,64%	100,00%	30,79%	89,07%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	28,49%
TOTAL	11	100,00%	100,00%		

3- MADUROS CON INFOSURA FOV 512 T1 SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	10	486,52	81,58	346,5	582,47	346,5	50,56	435,96	537,08
GRIS PRINCIPAL	10	10,10	1,66	7,5	13	10,5	1,03	9,07	11,13
GRIS SECUNDARIO	10	8,25	1,51	5,5	10,5	7,5	0,94	7,31	9,19
HETEROGENEIDAD	10	1,20	0,42	1	2	1	0,26	0,94	1,46
GROSOR	9	1,40	0,20	1,1	1,6	1,6	0,13	1,27	1,53
DIÁMETRO DEL GRANO *	3	1,50	0,25	1,25	1,75	1,25	0,28	1,22	1,78

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	6	60,00%	60,00%	26,24%	87,84%
GR	3	30,00%	90,00%	6,67%	65,25%
LISA	1	10,00%	100,00%	0,25%	44,50%
TOTAL	10	100,00%	100,00%		

Figura 328. Tablas con los resultados del cuerpo del corion coronario, para los distintos parámetros estudiados, en las imágenes potenciadas en T1 SE; DS representa la desviación estándar, Min. el valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR textura granular, ALG textura algodonosa, LISA textura lisa e IS intensidad de señal. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$).

Visto todo lo expuesto hasta aquí, y teniendo en cuenta los valores de grosor de corte y el espacio entre los mismos, tal y como están señalados en el apartado de

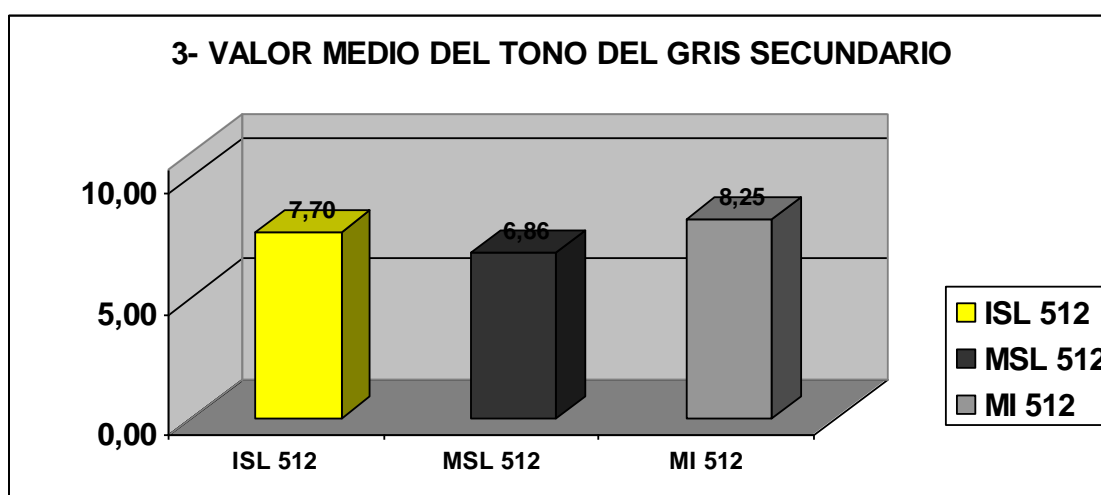
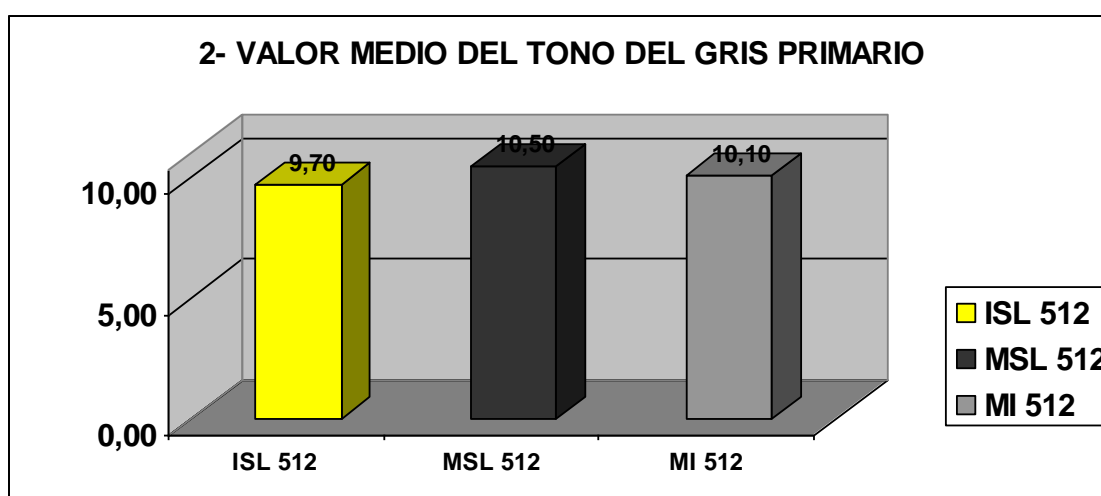
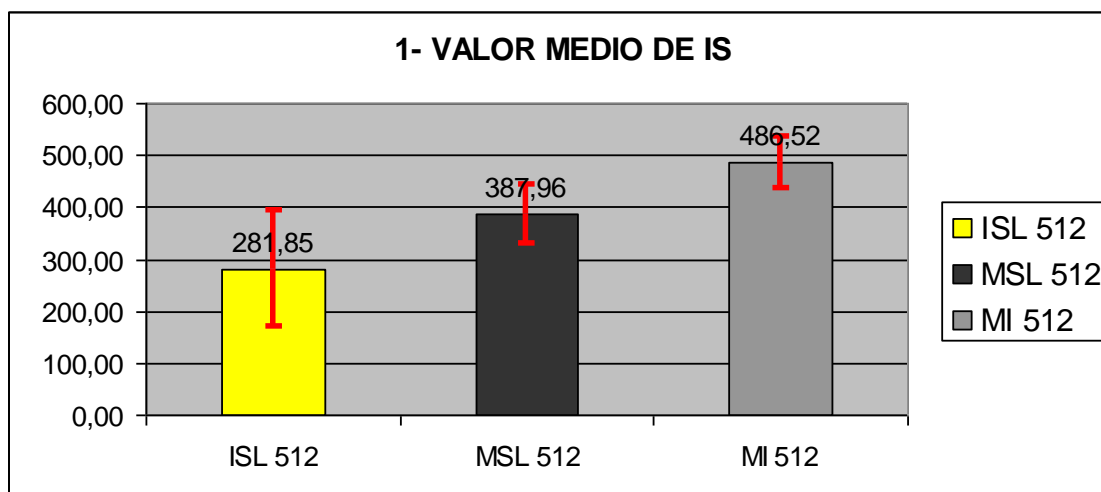
material y métodos, la **IRM del corion coronario potenciada en T1** y obtenida mediante la secuencia de pulsos convencional SE, con un FOV 512, se puede describir, para cada grupo de animales estudiado, utilizando los parámetros analizados en este trabajo de la forma que se expone a continuación:

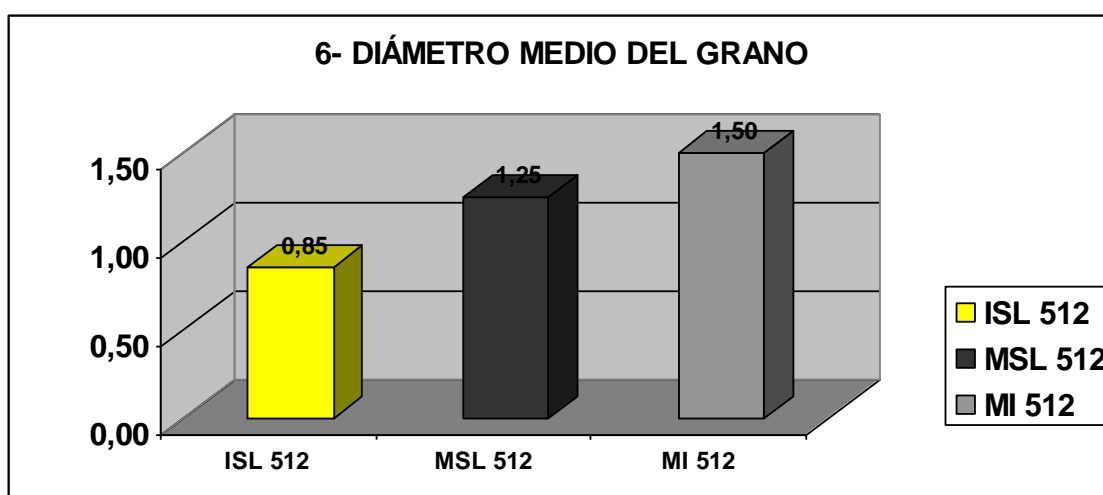
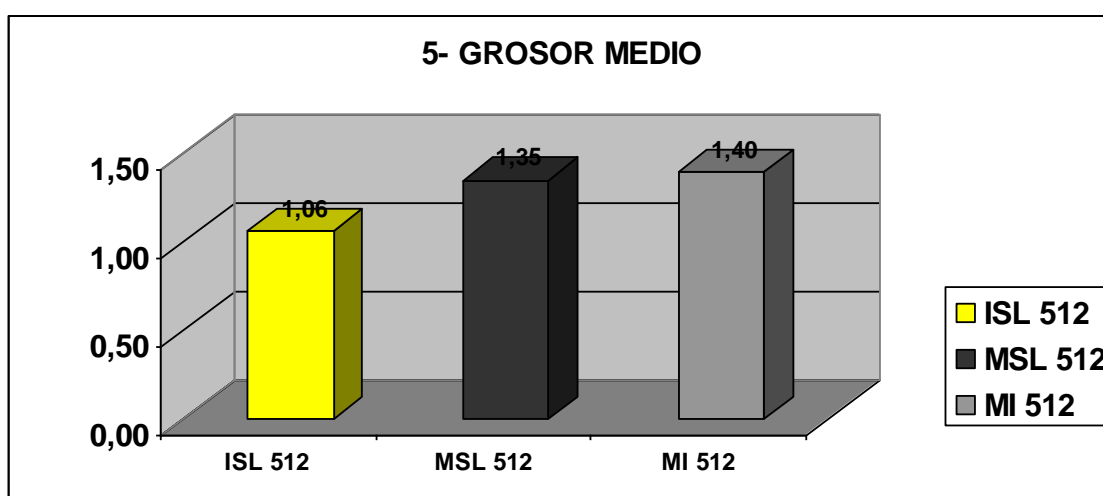
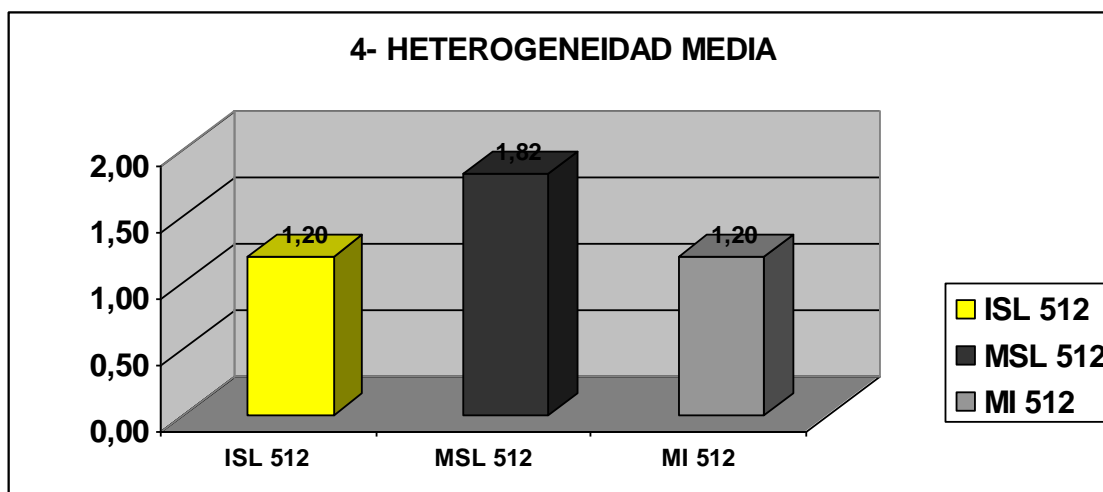
Animales inmaduros sin lesión. Se trata de una estructura con un valor de IS media de en torno a 280 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 9,7 y uno secundario de 7,7. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,2, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se reparte con igual frecuencia entre algodonosa y granular, presentando el grano de la imagen, en esta última, un diámetro medio de 0,85mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,06mm.

Animales maduros sin lesión. El valor de IS media fue de en torno a 390 unidades aproximadamente, el gris principal tuvo un valor medio de tono de 10,5 y el secundario de 6,9. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,8, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se reparte entre algodonosa y granular, con una frecuencia del 36% y el 64% respectivamente, presentando el grano de la imagen, en esta última, un diámetro medio de 1,25mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,35mm.

Animales maduros con infosura. Presenta un valor de IS media de en torno a 486 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 10,1 y uno secundario de 8,25. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,2, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se reparte entre lisa, algodonosa y granular, con una frecuencia del 10%, 30% y 60% respectivamente, presentando el grano de la imagen, en esta última, un diámetro medio de 1,5mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,4mm.

A continuación, se exponen de forma gráfica los valores medios de los resultados de los parámetros estudiados, en la Figura 329.





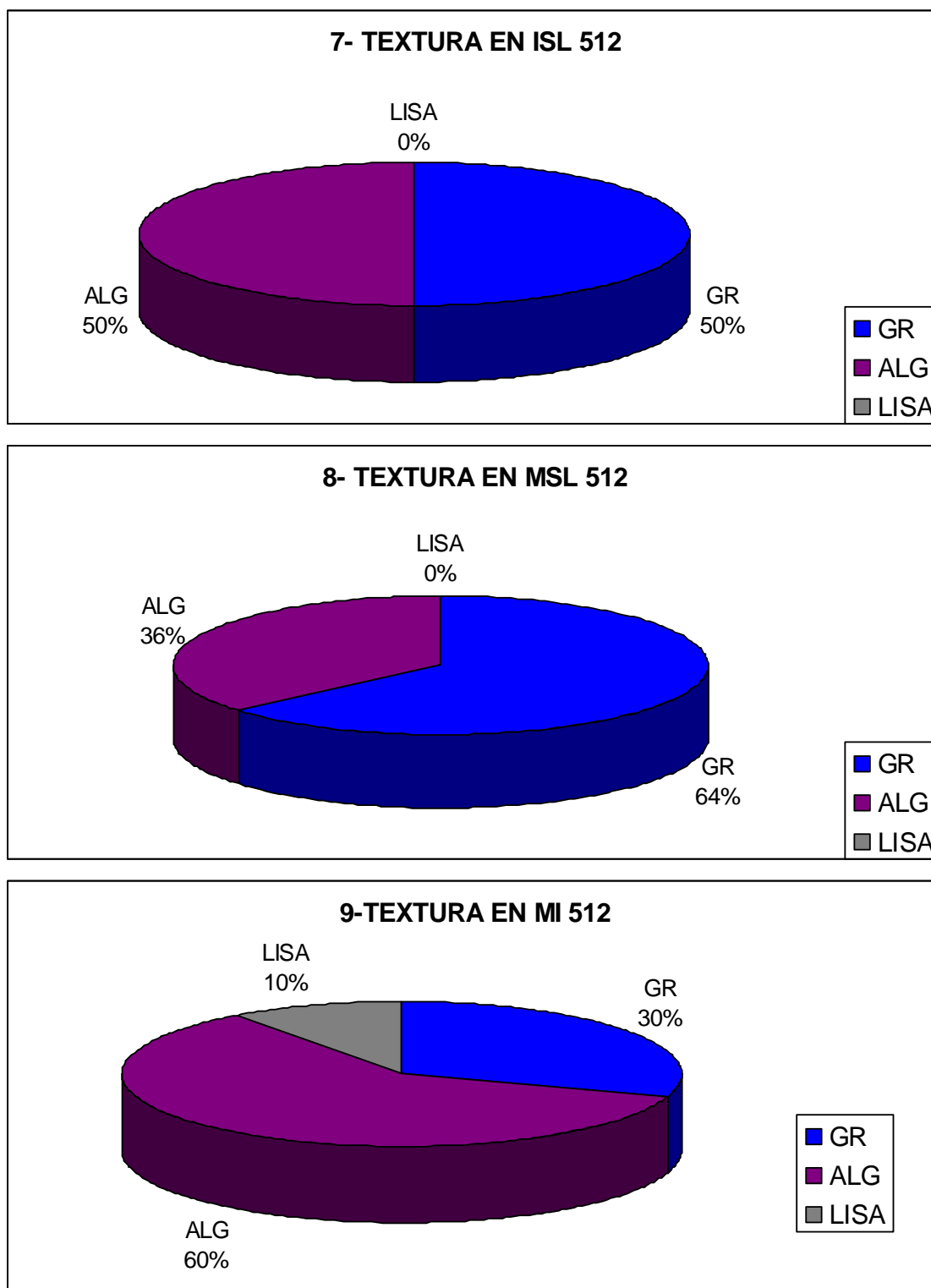


Figura 329. Representación gráfica de la comparación de las medias de los resultados obtenidos, a partir de las imágenes potenciadas en T1 SE, en los distintos parámetros estudiados, en función del grupo al que pertenecen; en la gráfica 1 se representan los intervalos de confianza para cada media; GR textura granular, ALG textura algodonosa, LISA textura lisa. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ISL 512

(inmaduros sin lesión con FOV 512); MSL 512 (maduros sin lesión con FOV 512); MI 512 (maduros con infosura con FOV 512).

El valor medio de IS del cuerpo del corion coronario, en T1 SE, es máximo en las imágenes de los animales maduros con infosura, mínimo en las de los inmaduros sin lesión y se sitúa en un lugar intermedio a estos dos grupos para las imágenes de los animales maduros sin lesión. Los intervalos de confianza son muy similares entre los animales adultos, siendo mucho más amplio el correspondiente a los animales inmaduros (gráfica 1, Figura 329).

En cuanto a los tonos de gris, para el primario o mayoritario, el resultado es muy similar en los tres grupos estudiados, siendo el que presenta el tono mayor de todos el grupo de adultos sin lesión, seguido muy de cerca por el grupo de adultos con infosura y, en último lugar, con un poco más de diferencia en la media de tono, el grupo de inmaduros sin lesión (gráfica 2, Figura 329); sin embargo, cuando observamos el resultado para el gris secundario o minoritario, vemos que es el grupo de animales maduros sin lesión el que presenta un menor tono medio de los tres, mientras que los otros dos grupos, aunque con un valor igual o cercano a dos tonos menos que para el gris primario, siguen manteniendo el mismo orden, de manera que el grupo de animales maduros con infosura sigue estando un poco por encima del grupo de animales inmaduros sin lesión en cuanto al valor del tono de gris secundario (gráfica 3, Figura 329). Por lo tanto, el grupo de animales maduros sin lesión es el que presenta una mayor diferencia de tono entre el gris primario y el secundario.

Atendiendo a los resultados de la heterogeneidad media, los grupos de inmaduros sin lesión y de adultos con infosura presentan el mismo valor, mientras que el grupo de adultos sin lesión destaca sobre ellos con un valor medio de heterogeneidad que los supera apreciablemente (gráfica 4, Figura 329).

En cuanto al grosor medio del cuerpo del corion coronario en T1 SE, hay que tener en cuenta que los datos han sido recogidos a partir de los cortes sagitales y coronales con menor artefacto de volumen parcial y que, en el plano transversal, no se han recogido datos sobre el grosor de esta capa debido a la probabilidad más alta de un mayor artefacto de volumen parcial; dicho esto, se observa, según nuestros resultados, que los grupos de animales maduros, tanto sin lesión como con infosura, presentan un grosor muy similar, aunque un poco mayor para los enfermos. Por otra parte, el grupo

de animales inmaduros sin lesión presentan, con mayor diferencia, el grosor medio más bajo de los tres (gráfica 5, Figura 329).

Dentro de las imágenes que presentan textura granular, el diámetro medio del grano fue mayor para el grupo de adultos con infosura, algo más pequeño en el grupo de adultos sin lesión y menor todavía en el grupo de inmaduros sin lesión (gráfica 6, Figura 329).

En cuanto a la textura, se dividió a partes iguales entre la granular y la algodonosa para el grupo de imágenes de animales inmaduros sin lesión; en el grupo de animales maduros sin lesión, el cuerpo del corion coronario tampoco presentó ningún caso con textura lisa, pero la proporción de textura algodonosa y granular varió en relación a los animales inmaduros sin lesión de manera que predominó la granular en un 64% frente al 36% de la algodonosa; por último, en el grupo de animales maduros con infosura sí que apareció la textura lisa en un 10% de los datos recogidos, además, la textura algodonosa aquí fue predominante, en una relación de dos tercios a uno, frente a la textura granular, en oposición a lo observado para estas dos últimas texturas en los adultos sin lesión.

5.1.2.3.B. IMÁGENES POTENCIADAS EN DP SE DEL CORION CORONARIO

La localización y conformación de esta estructura en los distintos planos de corte estudiados, como es lógico, es la misma que se ha descrito de forma general para las potenciaciones estudiadas y, de forma particular, para la potenciación T1 SE; no obstante, en DP SE, el corion coronario se observa, en general, más perfilado, mejor definido y con mayor contraste; es decir, con una sensación general de una mayor calidad de imagen. A la vista del observador, el cuerpo del corion coronario presenta en DP SE, de forma global, una serie de características que coinciden con lo expuesto para T1 SE y otras particulares que difieren de lo señalado para aquella potenciación. Al igual que en T1 SE, se trata de una estructura con un alto tono de gris o, según se suele expresar de forma clásica, hiperintensa en comparación con la pared del casco y con la capa reticular subyacente; también, como en T1 SE, el tono de gris es ligeramente mayor que el del corion laminar, pero el límite entre uno y otro es difícil de establecer con precisión y, a diferencia de la potenciación anterior, la sensación general es que el contraste entre estas dos estructuras es menor en DP SE; es decir, sus tonos de gris están más próximos que en T1 SE. Por otra parte, a diferencia de lo que encontrábamos en T1 SE, aquí el corion periópico, aunque en algunos casos aparece con un tono de gris

similar al corion coronario, en la mayor parte de las imágenes aparece hipointenso, lo que unido a la línea hipointensa que se sitúa en la zona del surco perióptico y que se aprecia si la calidad de la imagen es suficiente, mejora la discriminación entre uno y otro si lo comparamos con T1 SE. Además, la sombra de las papilas coronarias que se proyectan hacia el interior de la pared del casco es más nítida en esta potenciación que en T1 SE, al igual que la capa reticular, que se observa con más frecuencia, de manera más nítida y con mayor contraste en relación con el cuerpo del corion que en T1 SE (Figura 330, Figura 331 y Figura 332).

Al igual que en T1 SE, en los cortes transversales en los que se observa, el cuerpo del corion coronario se puede visualizar de maneras diferentes, según la altura del corte y el grado de oblicuidad del mismo en relación a la línea de rodete coronario. Los cortes transversales obtenidos en este estudio presentan una pequeña oblicuidad dorso-volar que hace que en los únicos que se puede visualizar el cuerpo del corion coronario sea en los más proximales, y nunca en su perímetro completo, sino que se van observando diferentes porciones según la altura concreta de la rodaja de corte (Figura 332 y Figura 333); aunque el tono de gris que presenta el corion coronario, en algunas ocasiones también en DP SE, es similar al que presenta el corion perióptico, al igual que en T1 SE, podemos distinguir uno de otro ayudándonos de la imagen del periople; además, es útil el hecho de que el corion coronario tenga los límites más lisos y definidos, mientras que el corion perióptico los presente un poco más irregulares y difusos (Figura 333).

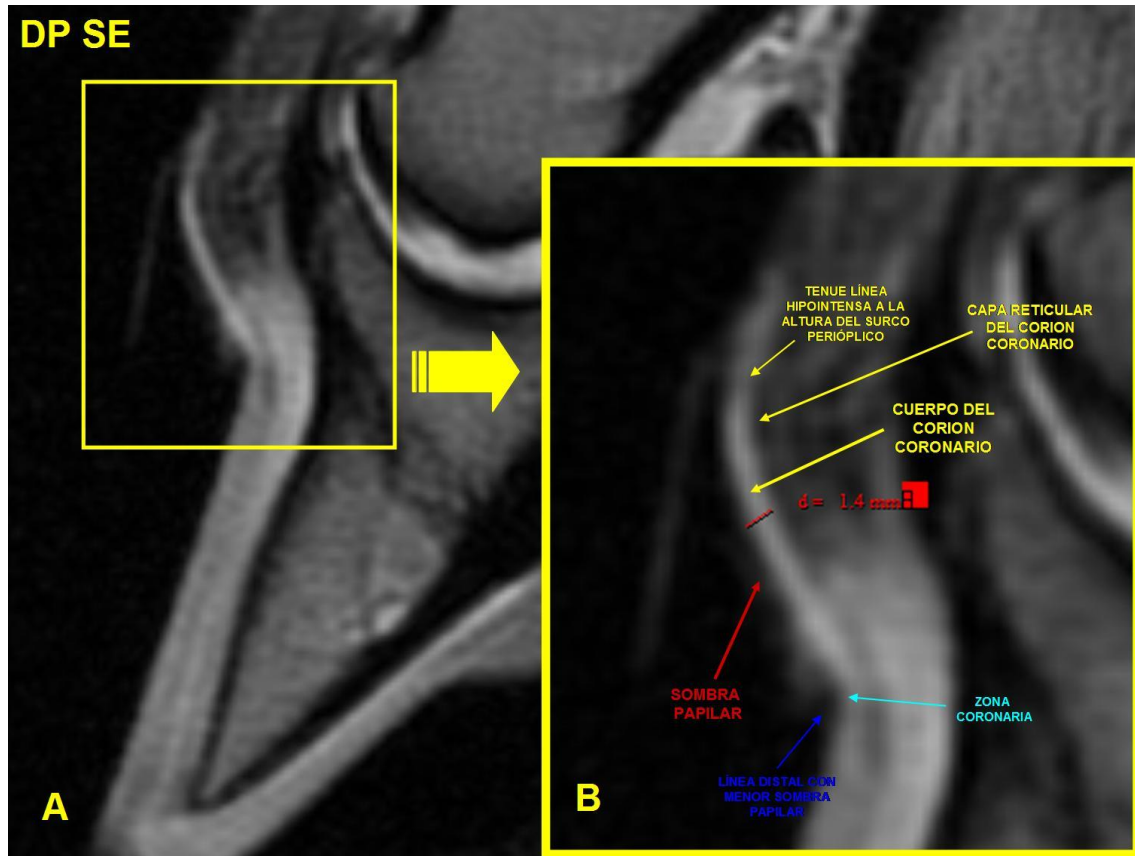


Figura 330. Imágenes, potenciadas en DP SE, de un corte en el plano sagital, a la altura del centro de las lumbres, del casco anterior derecho de un caballo adulto sin lesión. La imagen B se trata de un detalle aumentado de una porción de la imagen A, y en ella se señala el cuerpo del corion coronario y su grosor, además de algunas de las estructuras relacionadas con el mismo.

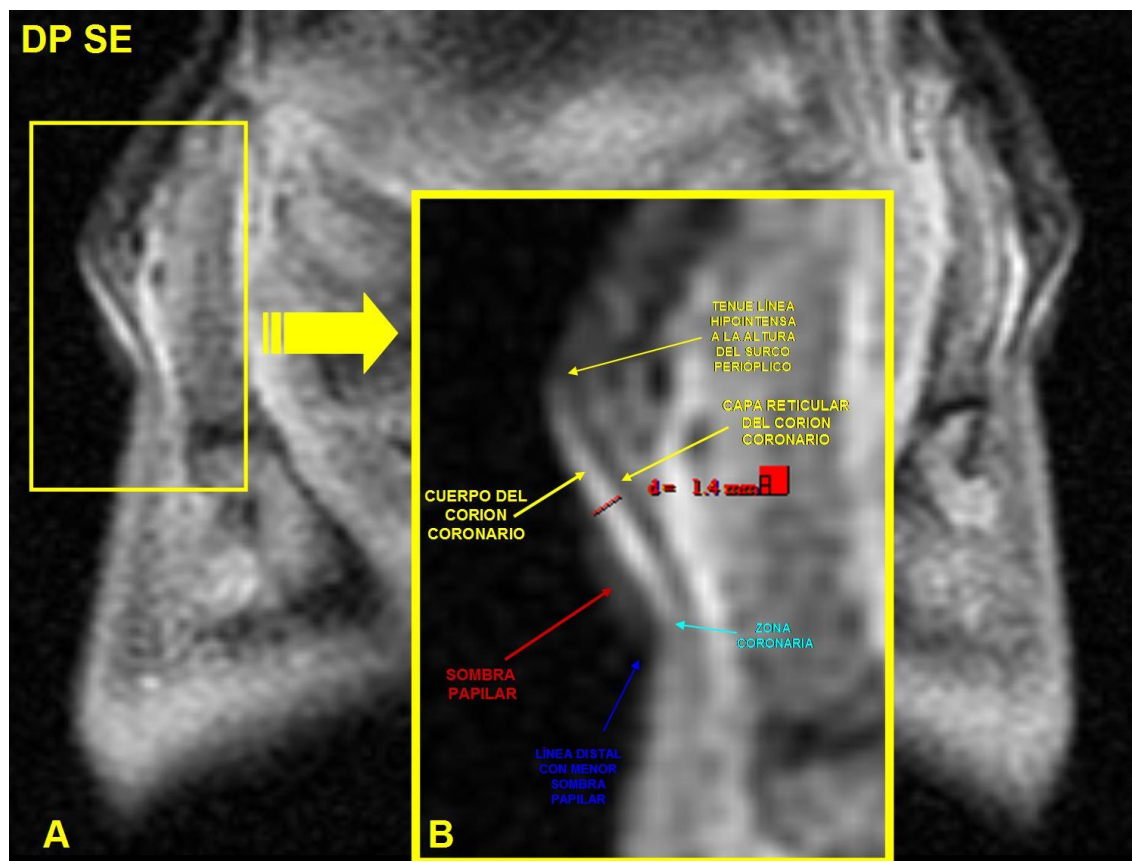


Figura 331. Imágenes, potenciadas en DP SE, de un corte en el plano coronal, a nivel del hueso navicular, del casco posterior derecho de un caballo adulto sin lesión. La imagen B se trata de un detalle aumentado de una porción de la imagen A, y en ella se señala el cuerpo del corion coronario y su grosor, además de algunas de las estructuras relacionadas con el mismo.

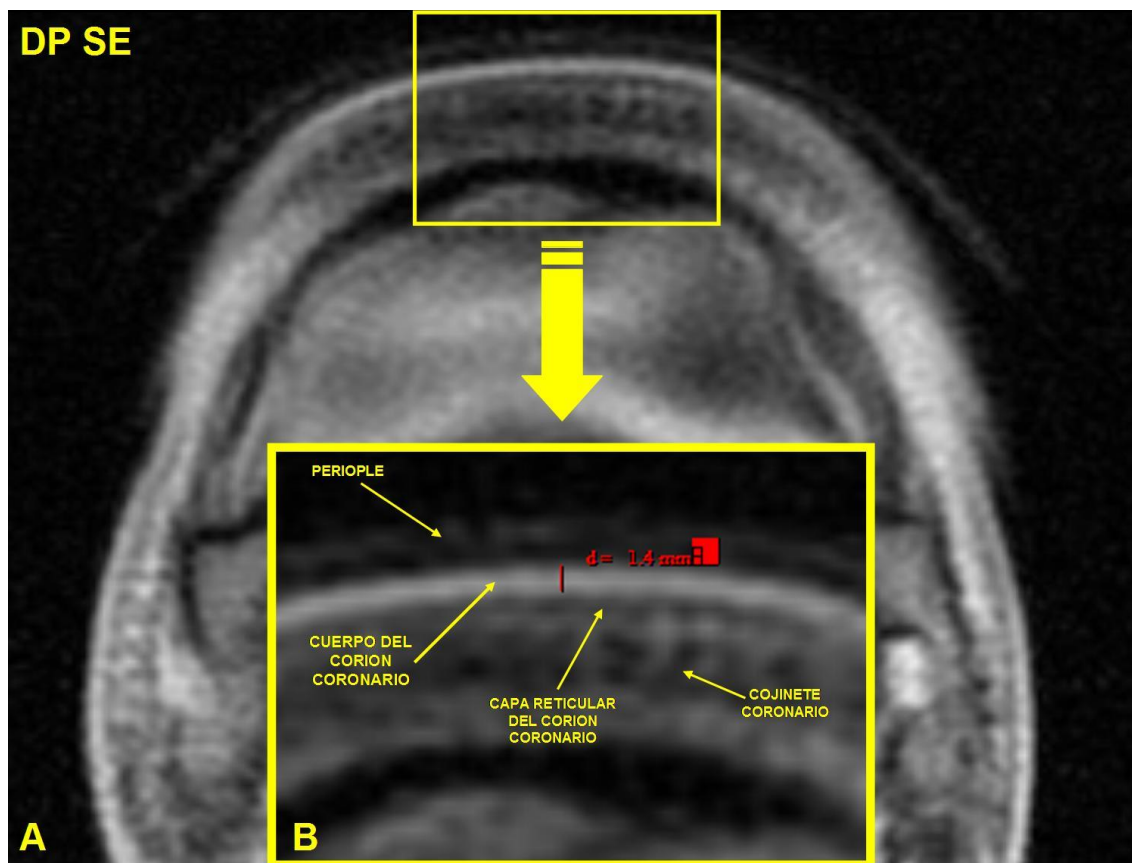


Figura 332. Imágenes, potenciadas en DP SE, de un corte en el plano transversal, a nivel de la parte más proximal de las lumbres y distal al corion perióplico, del casco posterior derecho de un caballo adulto sin lesión. La imagen B se trata de un detalle aumentado de una porción de la imagen A, y en ella se señala el cuerpo del corion coronario y su grosor, además de algunas de las estructuras relacionadas con el mismo.

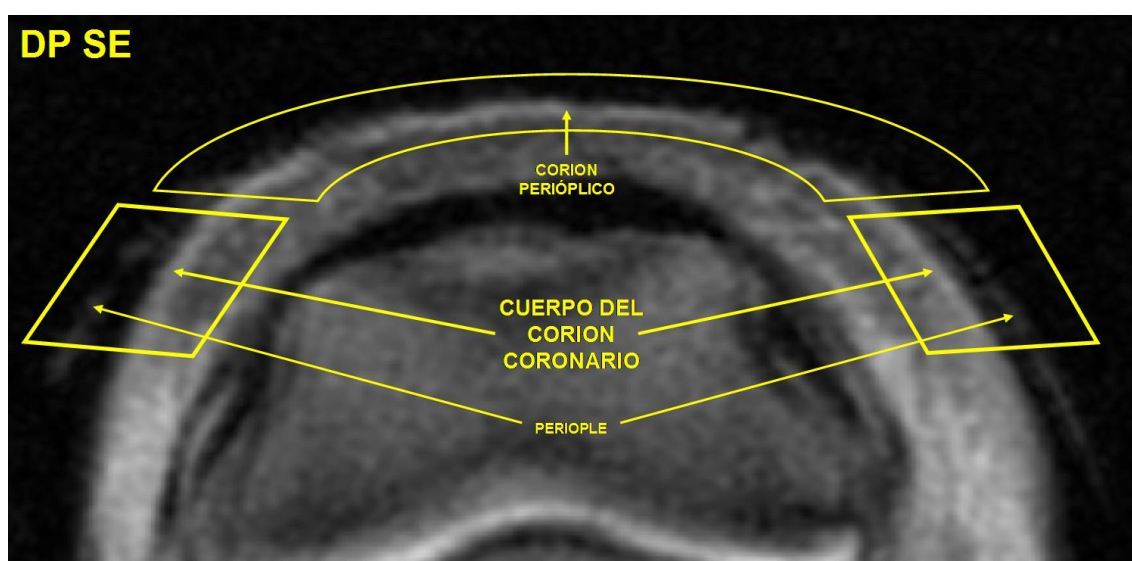


Figura 333. Imagen, potenciada en DP SE, de un corte en el plano transversal a nivel del corion perióplico de las lumbres del casco posterior derecho de un caballo adulto sin lesión; el corte posee

cierta oblicuidad en relación al plano del rodete coronario, por ello, en el mismo corte transversal, se observa y se señala parte del corion perióptico y parte del cuerpo del corion coronario.

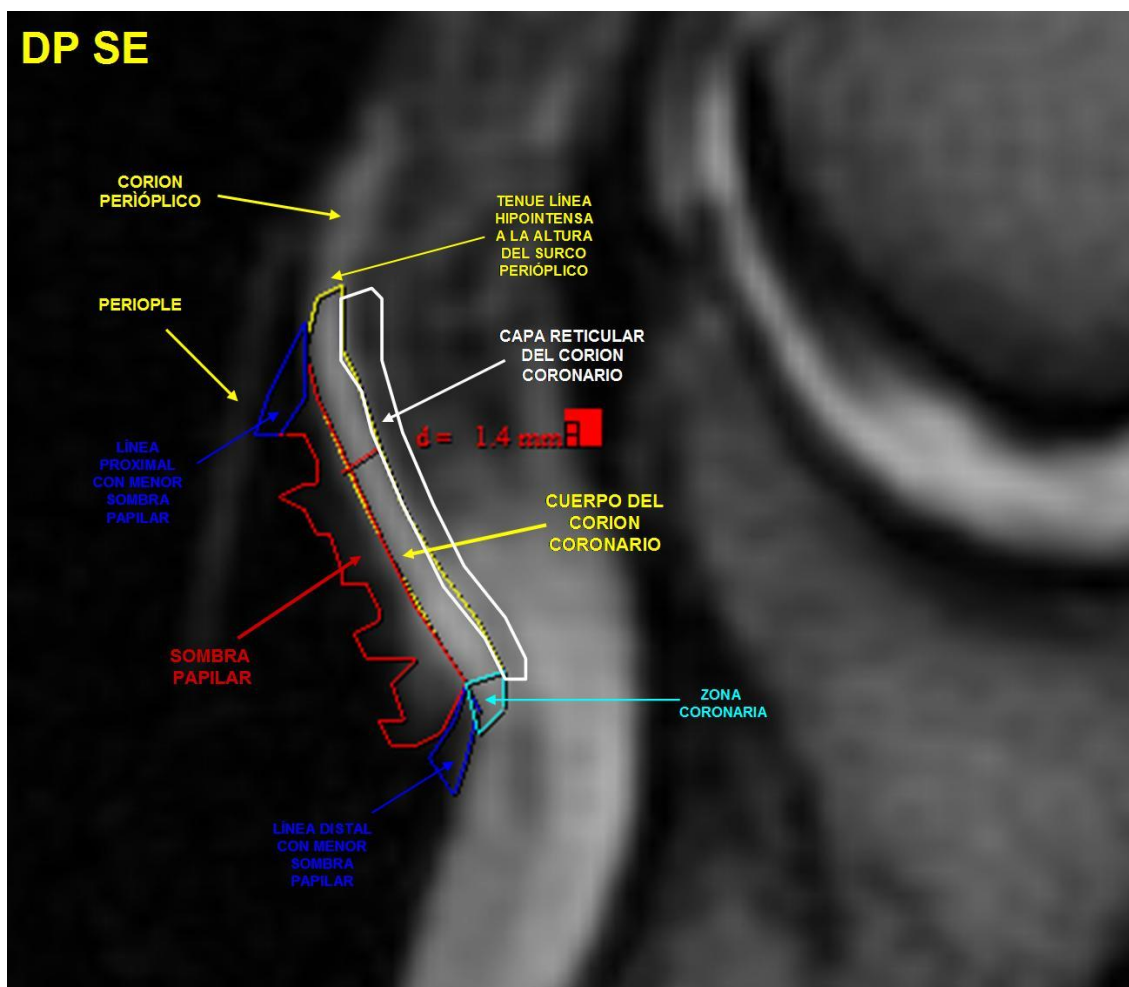


Figura 334. Imagen de un corte sagital, potenciado en DP SE, del casco anterior derecho de un caballo adulto sin lesión. Se puede observar el cuerpo del corion coronario a nivel de la parte central de las lumbres, así como la sombra generada por la proyección hacia distal de las papilas coronarias, además se señalan otras estructuras relacionadas.

En las imágenes potenciadas en DP SE de los animales adultos con infosura, al igual que en T1 SE, podemos observar una tendencia a la disminución de la convexidad de la sección del cuerpo del corion coronario en función del grado de rotación o descenso de la tercera falange dentro del estuche córneo (imagen B, Figura 335; imagen B, Figura 336). Además, y a diferencia de lo observado en T1 SE, en DP SE observamos una apreciable pérdida de definición general de las estructuras de la corona, sobre todo de la capa reticular del corion coronario a nivel de la parte distal del cojinete coronario (Figura 335 y Figura 336).

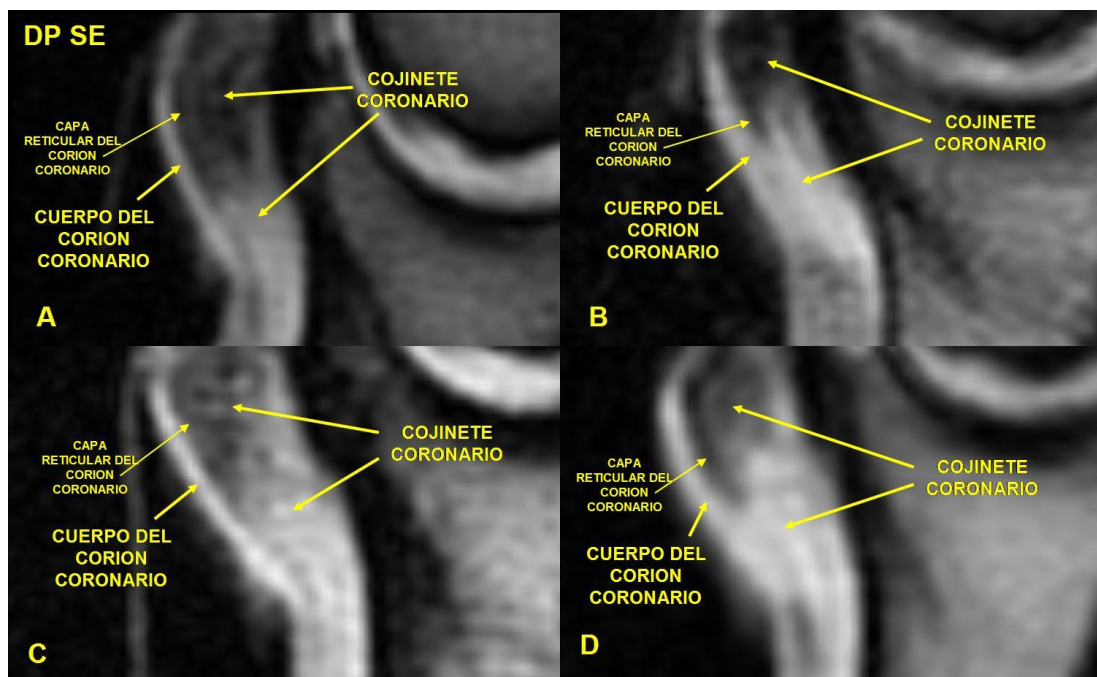


Figura 335. Imágenes, potenciadas en DP SE, de cuatro cortes en el plano sagital, cercanos al eje de la extremidad, de dos animales adultos. La imagen A proviene de una extremidad anterior de un caballo adulto sin lesión a ese nivel; la imagen B de una extremidad anterior de un caballo adulto con infosura y con un grado de rotación considerable; la imagen C de la extremidad posterior de un caballo adulto sin lesión a ese nivel; y la imagen D de la extremidad posterior de un caballo adulto con infosura en la que la rotación y el descenso de tejuelo, si acontecen, al menos no son apreciables a la observación directa. Obsérvese la menor convexidad del cuerpo del corion coronario en la imagen B en comparación con la A y la menor definición general de estructuras coronarias en B y D, así como la sensación de un mayor tono de gris de la parte distal del cojinete coronario también en B y D, siempre comparadas con A y C.

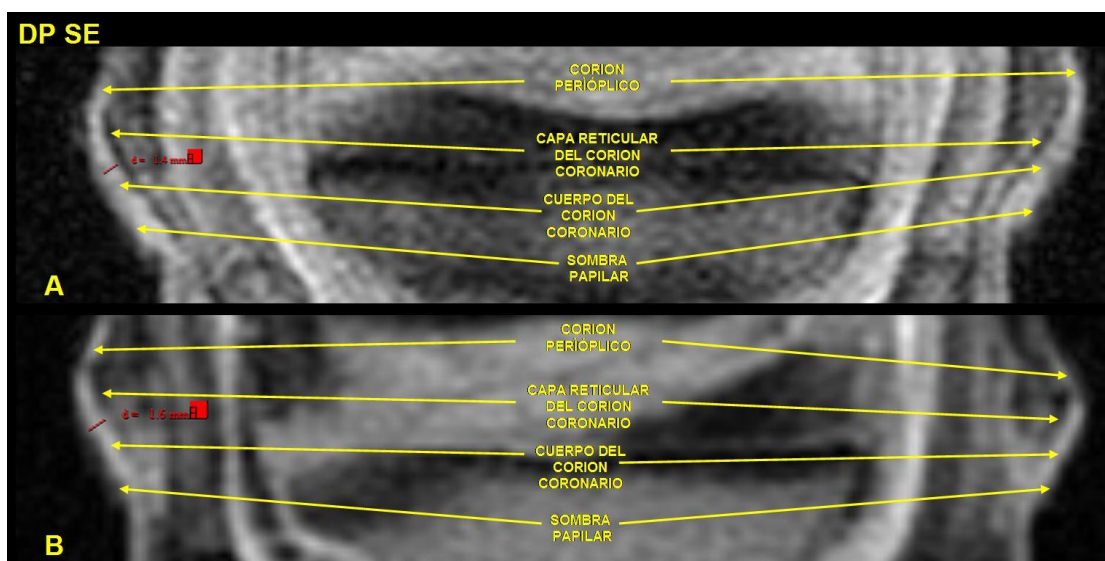


Figura 336. Imágenes, potenciadas en DP SE, de dos cortes coronales a nivel del hueso navicular y a la altura de la región de la corona, de dos extremidades posteriores de caballos adultos; la imagen A

pertenece a un animal sin lesión a ese nivel, mientras que la imagen B proviene de un individuo aquejado de infosura.

En los cortes transversales, las diferencias entre adultos sin lesión y aquejados de infosura fueron menos aparentes, sin embargo, la tendencia era a que la capa que representa el cuerpo del corion coronario apareciera un poco más gruesa y difusa, y la capa reticular menos visible. Sin embargo, en los cortes transversales, una pequeña diferencia de posición repercute en una importante diferencia de artefacto de volumen parcial en esta estructura, con lo que esto es complicado de evaluar con suficiente objetividad y precisión.

En cuanto a los animales inmaduros, al igual que en T1 SE, da una sensación global de mayor resolución y calidad que en adultos; sin embargo, en comparación con T1 SE, en DP SE la sensación general es de un menor contraste entre estructuras, con unos perfiles más suaves y quizá un poco más difuminados, con una sensación global para toda la imagen de una textura más algodonosa y menos granular; además, localizar el corion coronario en los cortes transversales acarrea la misma problemática que en los adultos y que en T1 SE. Ciertas estructuras relacionadas con el cuerpo del corion coronario como la capa reticular se ven peor definidas que en T1 SE, por el contrario, la sombra de las papilas coronarias se manifiesta más, y es más nítida que en T1 SE (Figura 337 y Figura 338).

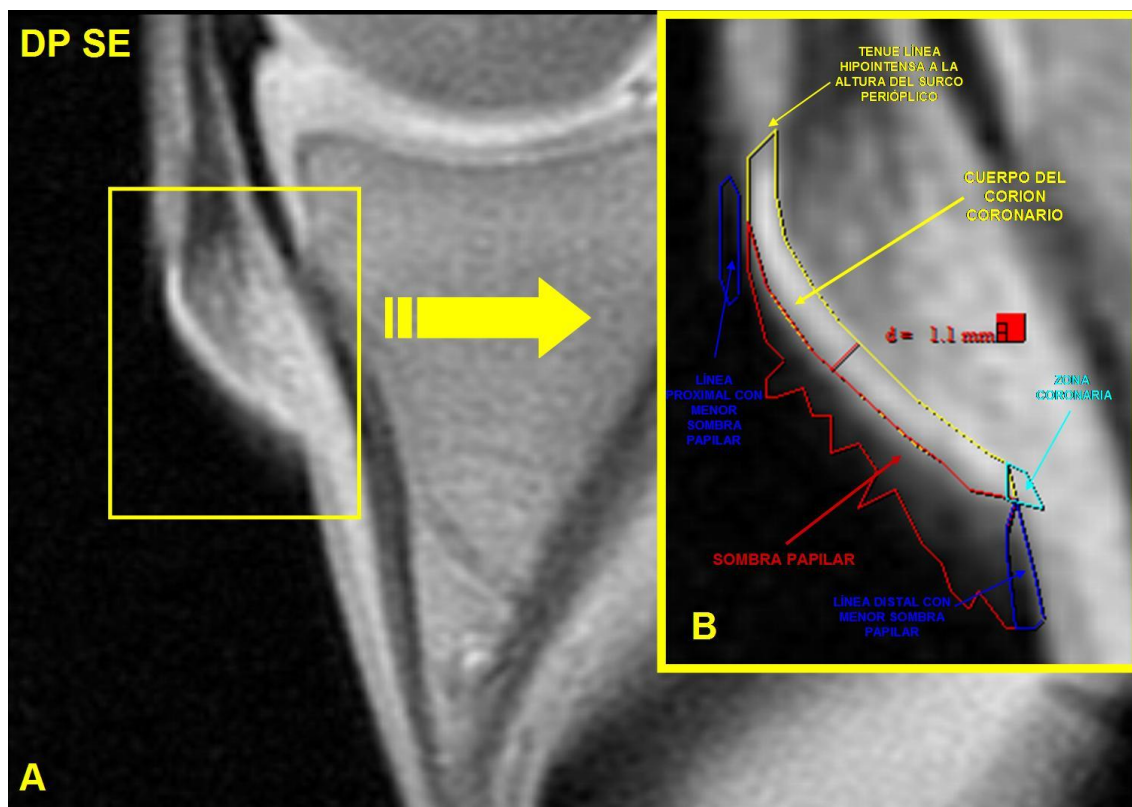


Figura 337. Imágenes en el plano sagital, potenciadas en DP SE, del casco de la extremidad anterior de un neonato. La imagen B se trata de un detalle ampliado del área comprendida dentro del rectángulo de borde amarillo de la imagen A.

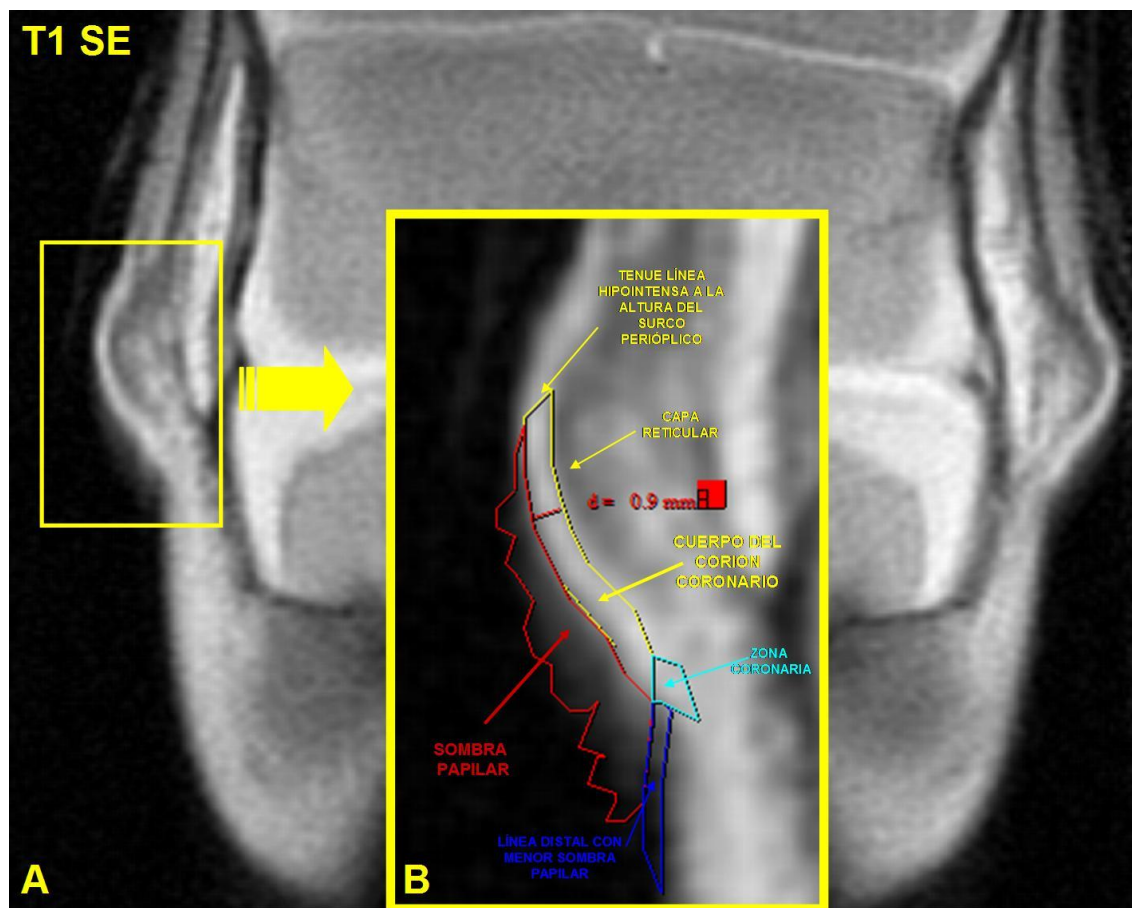


Figura 338. Imágenes en el plano coronal, potenciadas en DP SE, del casco de la extremidad anterior de un neonato. La imagen B se trata de un detalle ampliado del área comprendida dentro del rectángulo de borde amarillo de la imagen A.

La frecuencia con que las diferentes series estudiadas en esta potenciación fueron aptas para la valoración del cuerpo del corion coronario se representa gráficamente en la Figura 339.



Figura 339. Representación gráfica de la aptitud, para la valoración del cuerpo del corion coronario, de las imágenes potenciadas en DP SE.

Todas las imágenes analizadas presentaban FOV 512, con lo que hemos obtenido los siguientes grupos: imágenes con FOV 512 de animales inmaduros sanos, imágenes con FOV 512 de adultos sanos e imágenes con FOV 512 de adultos con infosura. De forma similar a la potenciación anterior, los resultados para DP SE se exponen en forma de tabla a continuación en la Figura 340.

1- INMADUROS SIN LESIÓN FOV 512 DP SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	4	430,41	245,97	147,71	738,99	147,71	241,05	189,36	671,46
GRIS PRINCIPAL	4	10,25	0,50	9,5	10,5	10,5	0,49	9,76	10,74
GRIS SECUNDARIO	4	8,50	0,82	7,5	9,5	8,5	0,80	7,70	9,30
HETEROGENEIDAD	4	1,25	0,50	1	2	1	0,49	0,76	1,74
GROSOR	4	1,43	0,76	0,8	2,5	0,8	0,74	0,69	2,17
DIÁMETRO DEL GRANO *	2	1,25	0,71	0,75	1,75	0,75	0,98	0,27	2,23

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	1	25,00%	25,00%	0,63%	80,59%
GR	2	50,00%	75,00%	6,76%	93,24%

LISA	1	25,00%	100,00%	0,63%	80,59%
TOTAL	4	100,00%	100,00%		

2- MADUROS SIN LESIÓN FOV 512 DP SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	12	536,73	211,04	178,7	851,97	178,7	119,40	417,33	656,13
GRIS PRINCIPAL	12	10,71	1,62	6,5	12,5	11,5	0,92	9,79	11,63
GRIS SECUNDARIO	12	8,38	1,81	5,5	11,5	6,5	1,02	7,36	9,40
HETEROGENEIDAD	12	1,33	0,49	1	2	1	0,28	1,05	1,61
GROSOR	12	1,39	0,19	1,1	1,9	1,4	0,11	1,28	1,50
DIÁMETRO DEL GRANO *	1	1,50	NeuN	1,5	1,5	1,5	NP	NP	NP

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	11	91,67%	91,67%	61,52%	99,79%
GR	1	8,33%	100,00%	0,21%	38,48%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	26,46%
TOTAL	12	100,00%	100,00%		

3- MADUROS CON INFOSURA FOV 512 DP SE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	6	571,81	170,67	301,61	714,17	301,61	136,56	435,25	708,37
GRIS PRINCIPAL	6	11,17	0,82	10,5	12,5	10,5	0,66	10,51	11,83
GRIS SECUNDARIO	6	8,83	0,52	8,5	9,5	8,5	0,42	8,41	9,25
HETEROGENEIDAD	6	1,00	0,00	1	1	1	NP	NP	NP
GROSOR	6	1,90	0,48	1,4	2,7	1,6	0,38	1,52	2,28
DIÁMETRO DEL GRANO *	0	NP	NP	NP	NP	NP	NP	NP	NP

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	4	66,67%	66,67%	22,28%	95,67%
GR	0	0,00%	66,67%	0,00%	45,93%

LISA	2	33,33%	100,00%	4,33%	77,72%
TOTAL	6	100,00%	100,00%		

Figura 340. Tablas con los resultados del cuerpo del corion coronario, para los distintos parámetros estudiados, en las imágenes potenciadas en DP SE; DS representa la desviación estándar, Min. el valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR textura granular, ALG textura algodonosa, LISA textura lisa e IS intensidad de señal. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$).

Visto todo lo expuesto hasta aquí, y teniendo en cuenta los valores de grosor de corte y el espacio entre los mismos, tal y como están señalados en el apartado de material y métodos, la **IRM del corion coronario potenciada en DP** y obtenida mediante la secuencia de pulsos convencional SE, con un FOV 512, se puede describir, para cada grupo de animales estudiado, utilizando los parámetros analizados en este trabajo, de la forma que se expone a continuación:

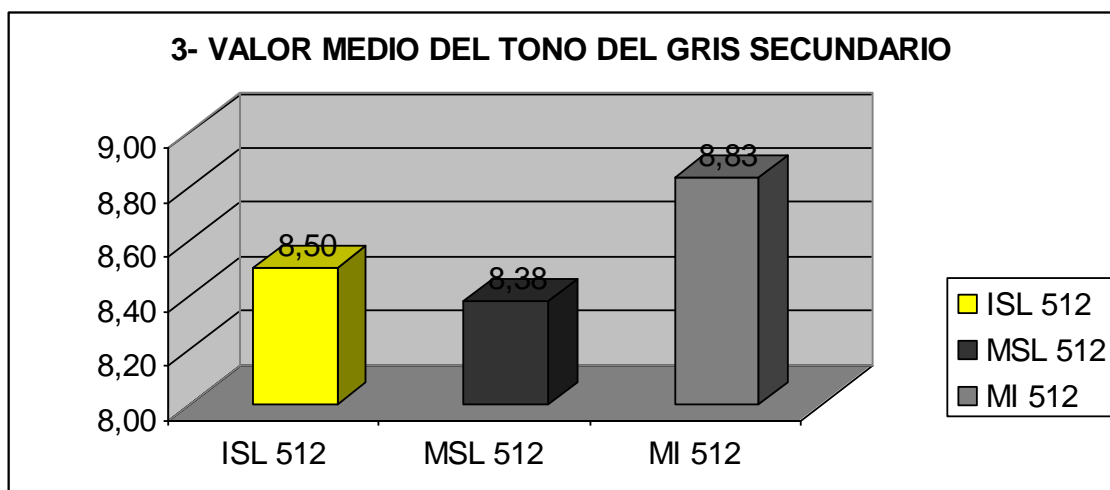
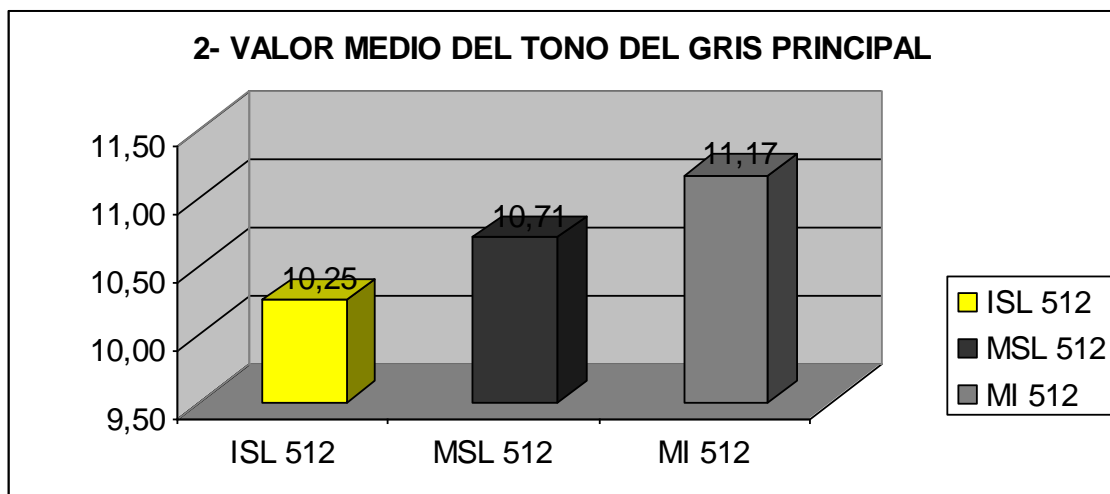
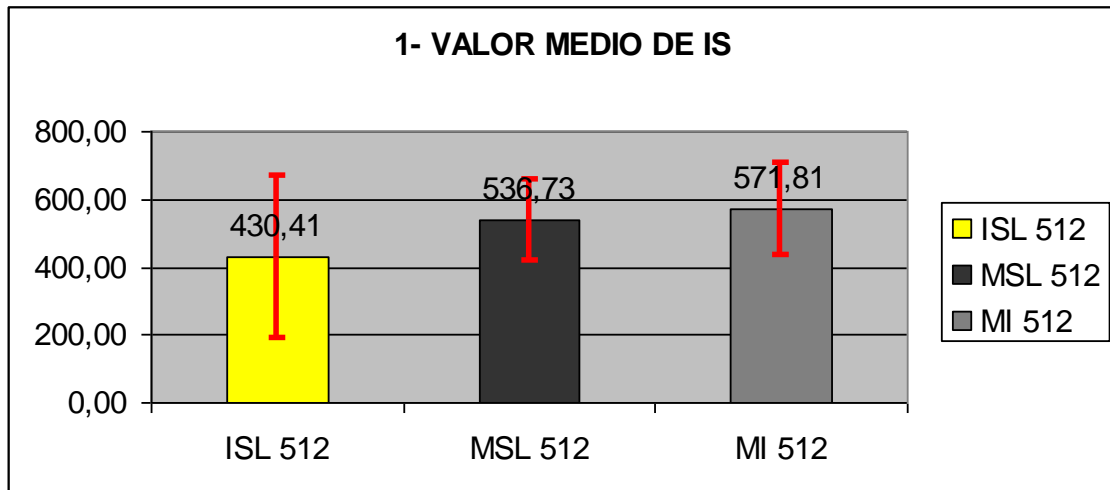
Animales inmaduros sin lesión. Se trata de una estructura con un valor de IS media de en torno a 430 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 10,25 y uno secundario de 8,5. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,25, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se reparte entre lisa, algodonosa y granular con una frecuencia del 25%, 25% y 50% respectivamente, presentando el grano de la imagen, en esta última, un diámetro medio de 1,25mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,43mm.

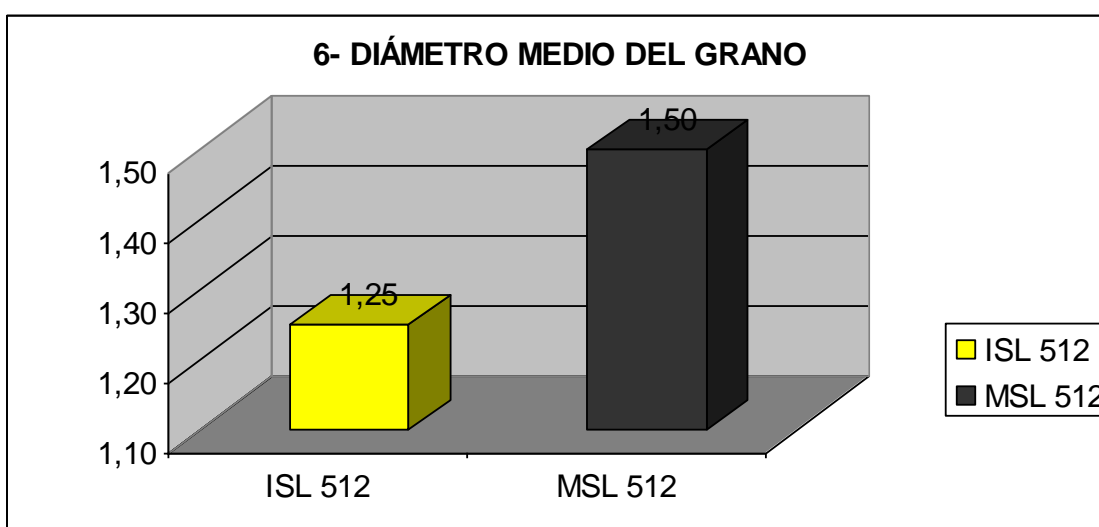
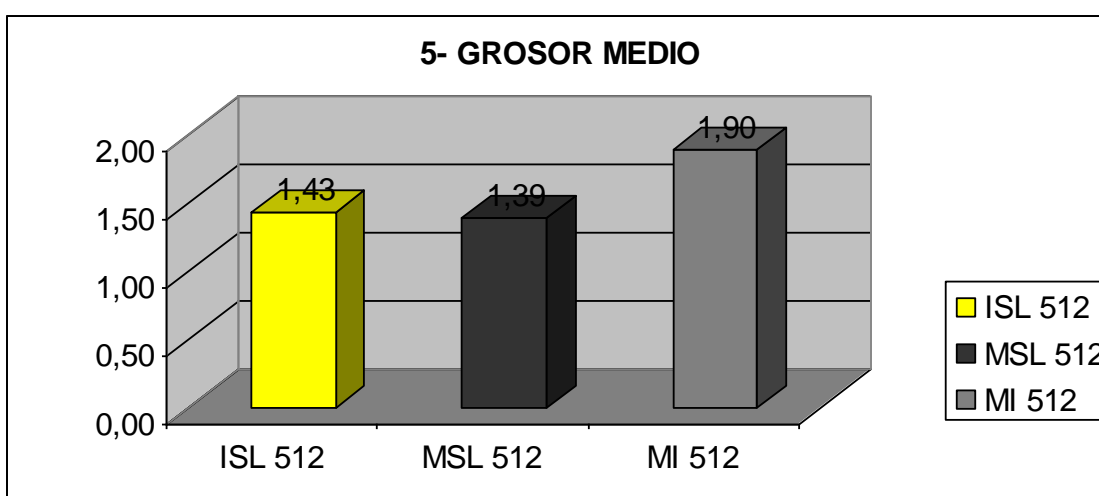
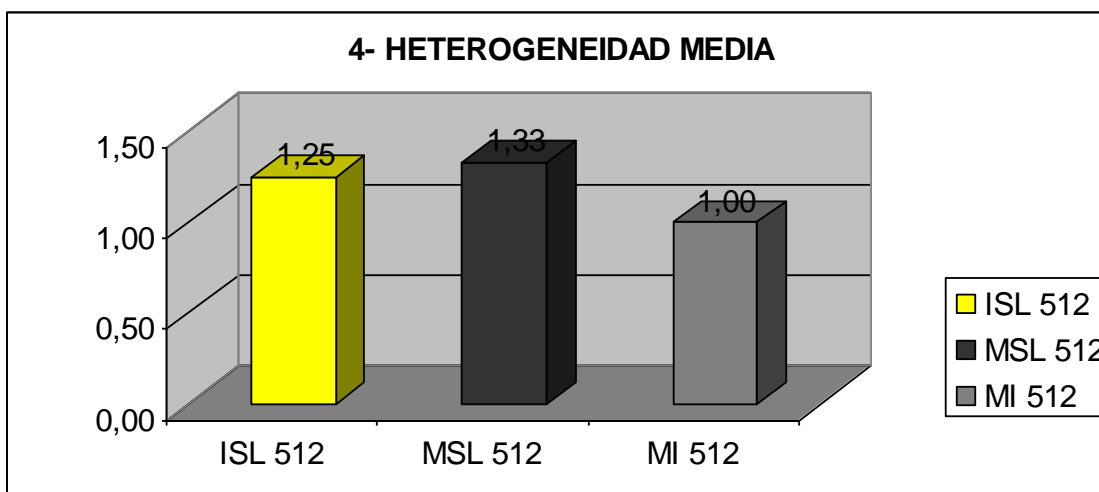
Animales maduros sin lesión. Presenta un valor de IS media de en torno a 537 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 10,71 y uno secundario de 8,38. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,33, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se reparte entre algodonosa y granular con una frecuencia del 8,3%, y 91,7% respectivamente, presentando el grano de la imagen, en esta última, un diámetro medio de 1,5mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,39mm.

Animales maduros con infosura. El valor de IS media fue de en torno a 572 unidades aproximadamente, el gris principal tenía un valor medio de tono de 11,17 y el secundario de 8,83. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se reparte entre lisa y algodonosa con una frecuencia del

33,3%, y 66,7% respectivamente; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,9mm.

A continuación, se exponen de forma gráfica los valores medios de los resultados de los parámetros estudiados, en la Figura 341.





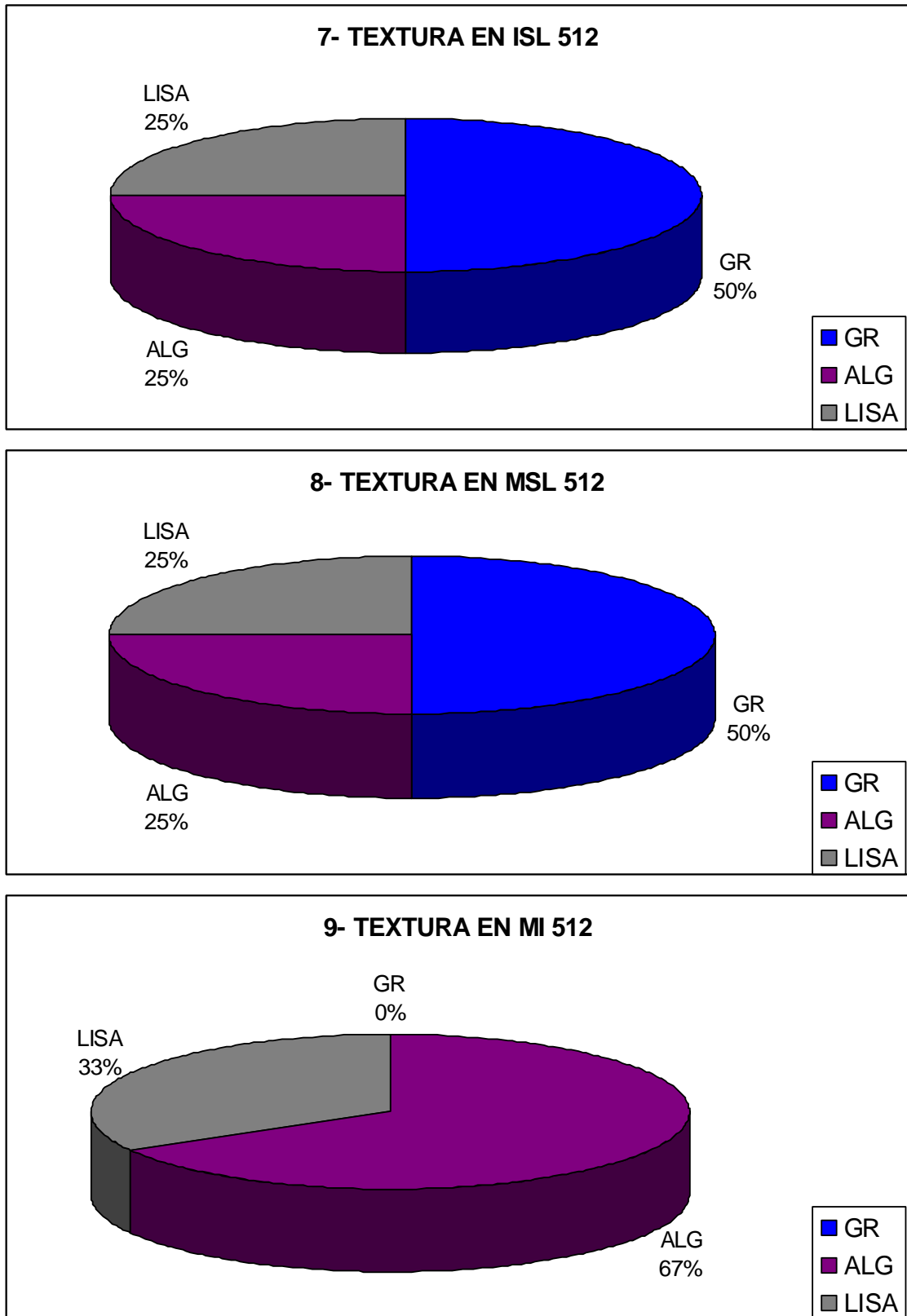


Figura 341. Representación gráfica de la comparación de las medias de los resultados obtenidos, a partir de las imágenes potenciadas en DP SE, en los distintos parámetros estudiados, en función del grupo al que pertenecen; en la gráfica 1 se representan los intervalos de confianza para cada media; GR textura granular, ALG textura algodonosa, LISA textura lisa. Los resultados de los intervalos

de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ISL 512 (inmaduros sin lesión con FOV 512); MSL 512 (maduros sin lesión con FOV 512); MI 512 (maduros con infosura con FOV 512).

El valor medio de IS en DP SE es mayor para los animales adultos con infosura, seguido, con un intervalo de confianza similar aunque un poco menor, de los adultos sin lesión; el valor más bajo corresponde a los animales inmaduros sin lesión, pero en este caso, el intervalo de confianza supera ampliamente al de los otros dos grupos (gráfica 1, Figura 341).

El valor medio del tono del gris principal o mayoritario, en DP SE, sigue fielmente el mismo orden que el valor medio de IS, de tal manera que las imágenes procedentes de los animales adultos con infosura presentan el mayor tono medio de gris primario, seguido de las procedentes del grupo de animales adultos sin lesión y, con una diferencia de valor similar, en último lugar, las procedentes de los animales inmaduros sin lesión; sin embargo, el valor medio del tono de gris secundario no se ajusta a esta distribución y, aunque el grupo de animales adultos con infosura presenta el mayor tono medio de gris secundario, en segundo lugar se sitúan los animales inmaduros sin lesión y, en último lugar, los animales adultos sin lesión (gráficas 2 y 3, Figura 341).

En cuanto a la heterogeneidad media, el grupo de animales maduros con infosura es el que presentan un área más homogénea en la imagen, mientras que, los animales maduros sin lesión presentan, de media, el área más heterogénea, situándose en un lugar intermedio el grupo de animales inmaduros sin lesión (gráfica 4, Figura 341).

El grosor medio del cuerpo del corion coronario, en las imágenes potenciadas en DP SE, resultó ser notablemente mayor para el grupo de los animales con infosura que para los otros dos grupos y, dentro de estos últimos, presentó una media ligeramente mayor en los animales inmaduros sin lesión que en los adultos sin lesión (gráfica 5, Figura 341).

En cuanto al diámetro medio del grano, en las imágenes con textura granular del cuerpo del corion coronario, para la potenciación DP SE, sólo tenemos resultados para los grupos de animales sin lesión, ya que el grupo de adultos con infosura no presentó ninguna imagen con textura granular. En cualquier caso, el diámetro medio del grano

fue sensiblemente mayor en el grupo de adultos sin lesión que en el grupo de inmaduros sin lesión (gráfica 6, Figura 341).

En cuanto al tipo de textura y su porcentaje de aparición en los diferentes grupos para la potenciación DP SE, diremos que, para los animales inmaduros sin lesión y maduros o adultos sin lesión, el resultado fue idéntico, con una textura granular que aparecía en la mitad de las imágenes analizadas y unas texturas lisa y algodonosa que se repartían por igual (25% cada una) la otra mitad de las imágenes estudiadas; sin embargo, en el grupo de animales maduros o adultos con infosura, no aparecieron imágenes con textura granular y predominó la textura algodonosa en un 67% de los casos, siendo, en el resto de las imágenes, la textura lisa la observada (gráficas 7, 8 y 9, Figura 341).

5.1.2.3.C. IMÁGENES POTENCIADAS EN T2 FSE DEL CORION CORONARIO

La localización y conformación de esta estructura en los distintos planos de corte estudiados, como era esperable, es la misma en T2 FSE que la descrita de forma general. Como en las otras potenciaciones vistas, presenta mayor tono de gris que la pared del casco, que lo limita hacia el exterior, y que la capa reticular que lo limita hacia el interior. En relación al corion laminar parece presentar un tono de gris un poco mayor que la zona de interdigitación dermo-epidérmica y su límite parece proyectarse algo hacia la zona más proximal de dicho corión laminar. El cuerpo del corion coronario, aunque en contadas ocasiones presenta un tono de gris un poco más elevado, normalmente es muy similar al del corion perióplico y, en esta potenciación, en multitud de ocasiones, para poder delimitar el corion perióplico del coronario fue necesaria la comparación con T1 SE. En T2 FSE casi siempre se distingue mejor el límite distal del corion coronario que el límite proximal ya que su tono de gris, generalmente, contrasta un poco más con el corion laminar que con el corion perióplico (Figura 342 y Figura 343). Habitualmente, la calidad de la imagen global y la definición concreta de los límites del corion coronario es menor en T2 FSE que en T1 SE y DP SE; asimismo, también su tono de gris se observa menor en esta potenciación que en T1 SE y DP SE.

Como acabamos de señalar, casi siempre es difícil diferenciar dónde termina el corion coronario y empieza el perióplico pero, sin duda, el plano en que más difícilmente se consigue es en el transversal, donde, en ocasiones, tenemos que acudir a ver la misma extremidad en la potenciación T1 SE, en los planos sagital y transversal,

atendiendo al tono de gris del cojinete coronario justo a nivel de la parte más proximal del cuerpo del corion coronario, para poder asegurarnos de que lo que estamos viendo en T2 FSE es realmente el corion coronario y no el perióplico (Figura 344 y Figura 345).

La sombra de las papilas coronarias proyectadas hacia el interior de la pared del casco abarca menos superficie y posee un menor tono de gris que en T1 SE o DP SE y, en general, el resto de estructuras asociadas al cuerpo del corion coronario se observan más difuminadas, poseen menor contraste y son más difíciles de discriminar que en estas otras potenciaciones (Figura 346).

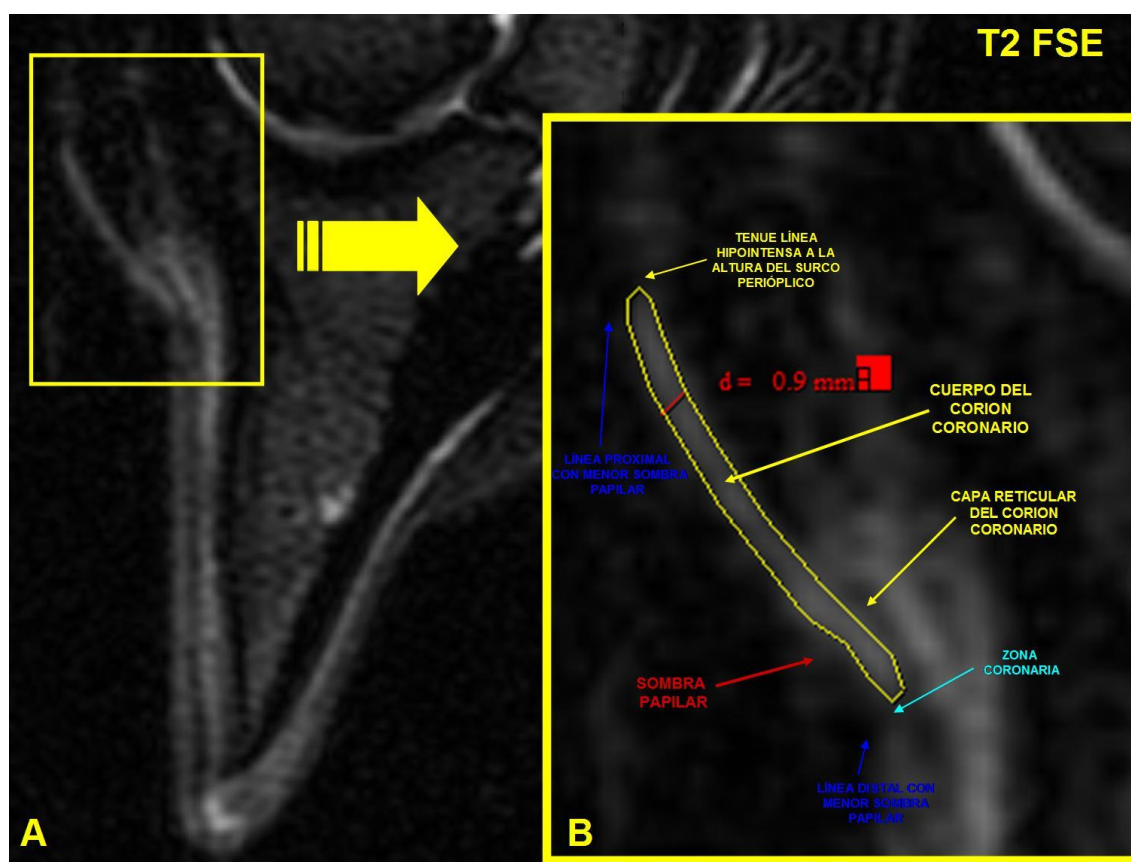


Figura 342. Imágenes, potenciadas en T2 FSE, de un corte en el plano sagital, a la altura del centro de las lumbres, del casco posterior derecho de un caballo adulto sin lesión. La imagen B se trata de un detalle aumentado de una porción de la imagen A, y en ella se señala el cuerpo del corion coronario y su grosor, además de algunas de las estructuras relacionadas con el mismo.

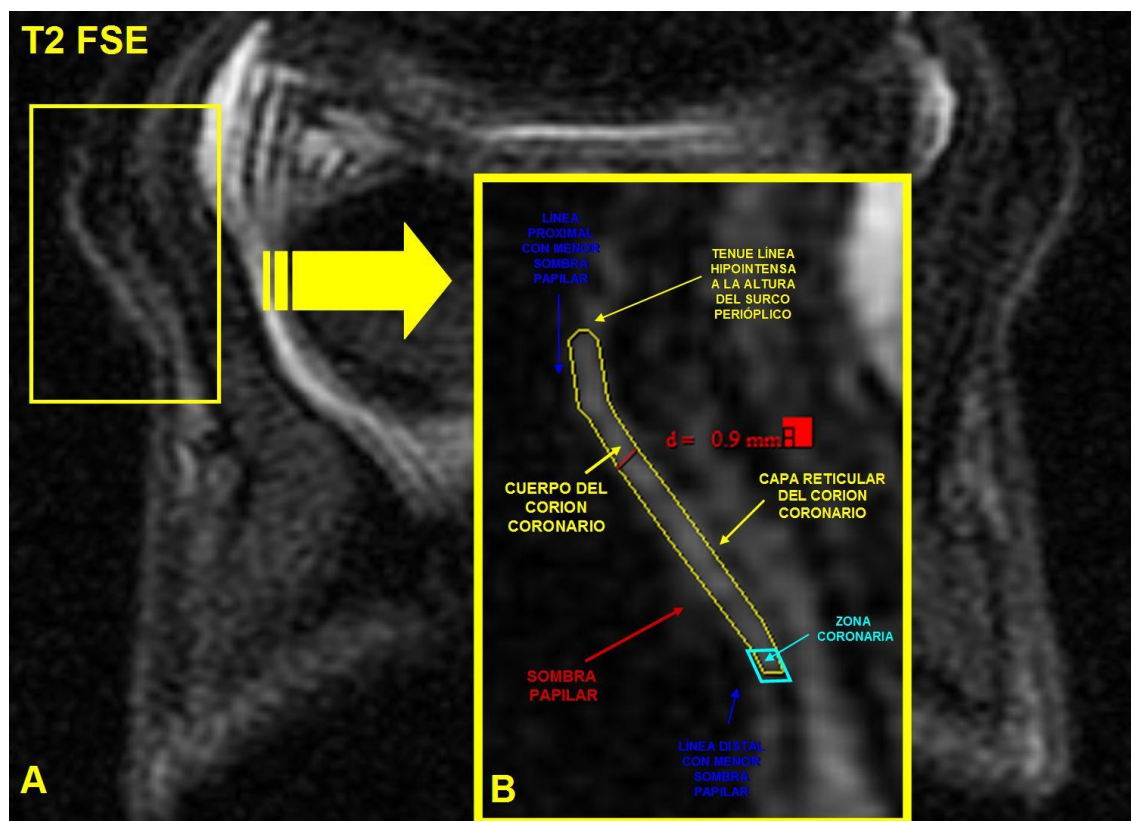


Figura 343. Imágenes, potenciadas en T2 FSE, de un corte en el plano coronal, a nivel del navicular, del casco anterior derecho de un caballo adulto sin lesión. La imagen B se trata de un detalle aumentado de una porción de la imagen A, y en ella se señala el cuerpo del corion coronario y su grosor, además de algunas de las estructuras relacionadas con el mismo.

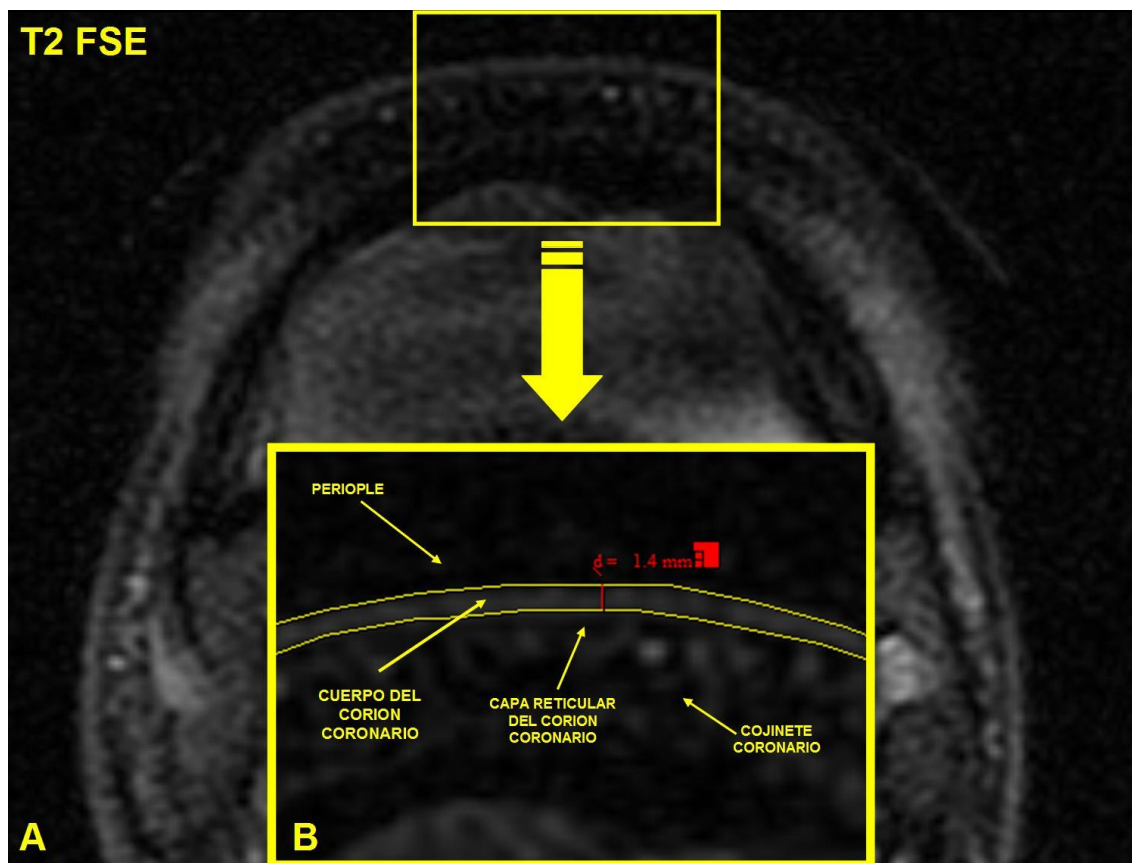


Figura 344. Imágenes, potenciadas en T2 FSE, de un corte en el plano transversal, a nivel de la parte más proximal de las lumbres y distal al corion perióptico, del casco posterior derecho de un caballo adulto sin lesión. La imagen B se trata de un detalle aumentado de una porción de la imagen A, y en ella se señala el cuerpo del corion coronario y su grosor, además de algunas de las estructuras relacionadas con el mismo.

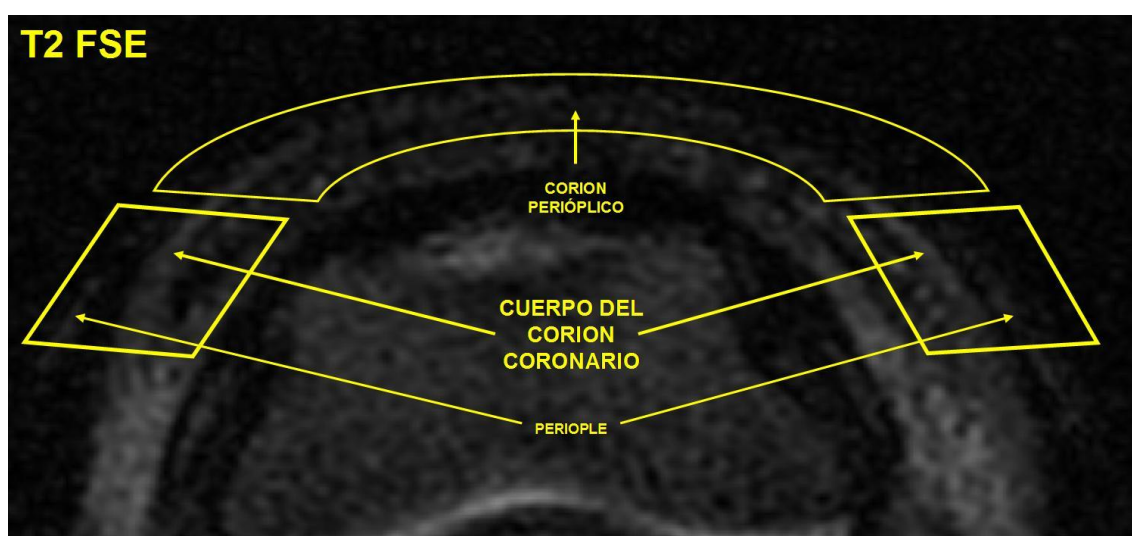


Figura 345. Imagen, potenciada en T2 FSE, de un corte en el plano transversal a nivel del corion perióptico de las lumbres del casco posterior derecho de un caballo adulto sin lesión; el corte posee

cierta oblicuidad en relación al plano del rodete coronario, por ello, en el mismo corte transversal, se observa y se señala parte del corion perióptico y parte del cuerpo del corion coronario.

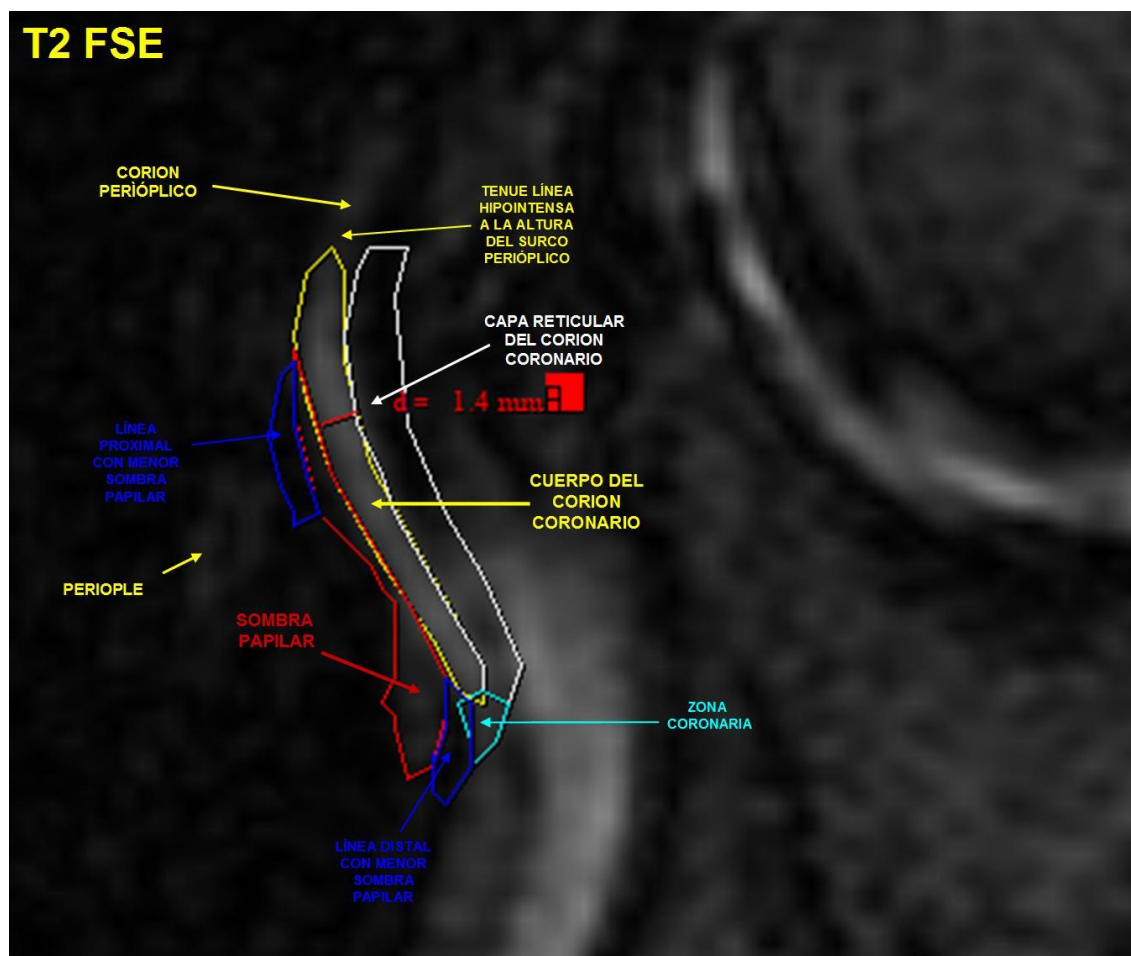


Figura 346. Imagen de un corte sagital, potenciado en T2 FSE, del casco anterior derecho de un caballo adulto sin lesión. Se puede observar el cuerpo del corion coronario a nivel de la parte central de las lumbres, así como la sombra generada por la proyección distal de las papilas coronarias, además, se señalan otras estructuras relacionadas.

En los animales con infosura, al igual que en otras potenciaciones vistas, podemos observar una tendencia a la disminución de la convexidad de la sección del cuerpo del corion coronario relacionada con el grado de rotación o descenso de la tercera falange dentro del estuche córneo; además, observamos también una pérdida de definición general de las estructuras de la corona, mayor aún que la que se observaba en DP SE en relación con T1 SE, aunque, la capa reticular, concretamente, no se ve tan afectada en este grupo de animales y en esta potenciación como en DP SE; es decir, se delimita a simple vista mejor que en las imágenes de animales adultos con infosura potenciadas en DP SE, sobre todo en su mitad distal, a pesar de las limitaciones debidas a la menor definición y calidad de la imagen en T2 FSE. En estos animales con infosura, hemos

notado también que, sobre todo en aquellas extremidades que presentan menos alteraciones derivadas de esta enfermedad, generalmente extremidades posteriores, se tiende a observar con mayor frecuencia que el cuerpo del corion coronario presenta un mayor tono de gris, es decir un mayor contraste, en relación al corion laminar pero, sobre todo, en relación al corion perióplico. En las extremidades con grandes alteraciones de rotación y descenso, sin embargo, se ven, en numerosas ocasiones, unos tonos de gris mucho más cercanos entre el corion perióplico y el coronario. La sombra papilar, en estos animales y en esta potenciación, tiende a ocupar un área mayor en la imagen y, además, se suele identificar mejor que en los adultos sin lesión (Figura 347 y Figura 348).

En los cortes transversales potenciados en T2 FSE, las diferencias entre adultos sin lesión y animales aquejados de infosura fueron menos aparentes en relación a otros planos de corte; la tendencia era a que la capa que representa el cuerpo del corion coronario apareciera ligeramente más difusa, además, en estos cortes transversales, al igual que en las otras potenciaciones vistas, una pequeña diferencia de posición repercute en una importante diferencia de artefacto de volumen parcial en esta estructura, con lo que esto es complicado de evaluar con suficiente objetividad y precisión.

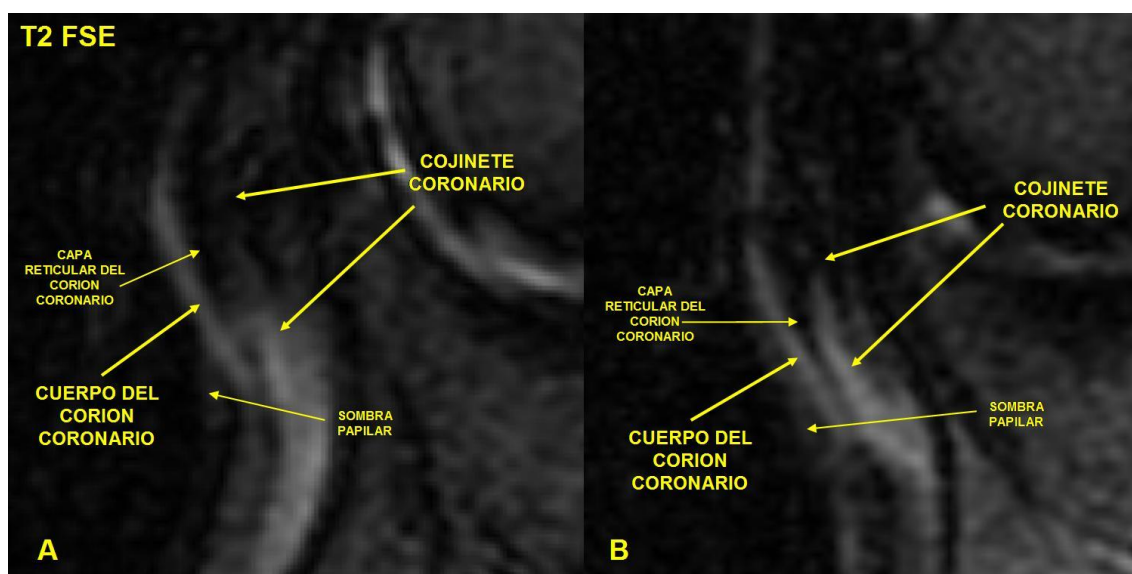


Figura 347. Imágenes, potenciadas en T2 FSE, de dos cortes en el plano sagital, cercanos al eje de la extremidad, de dos animales adultos. La imagen A proviene de una extremidad anterior de un caballo adulto sin lesión a ese nivel; la imagen B proviene de una extremidad anterior de un caballo adulto con infosura y con un grado de rotación considerable. Obsérvese la menor convexidad del

cuerpo del corion coronario en la imagen B en comparación con la A, así como la mayor superficie de sombra papilar, también en B.



Figura 348. Imágenes, potenciadas en T2 FSE, de dos cortes coronales a nivel del hueso navicular y a la altura de la región de la corona, de dos extremidades posteriores de caballos adultos; la imagen A pertenece a un animal sin lesión a ese nivel, mientras que la imagen B proviene de un individuo aquejado de infosura.

En cuanto a los animales inmaduros, al igual que en las demás potenciaciones vistas para esta estructura, sus imágenes dan una sensación global de mayor resolución y calidad que en los adultos; además, localizar el corion coronario en los cortes transversales acarrea la misma problemática que en los animales maduros. Ciertas estructuras relacionadas con el cuerpo del corion coronario como la capa reticular se ven mejor definidas que en DP SE, e incluso que en T1 SE; sin embargo, otras como la tenue línea hipointensa que separa el corion coronario del perióptico, e incluso el mismo corion perióptico, el periople, o las tres capas de la piel, se ven peor definidas y delimitadas; es decir, las imágenes potenciadas en T2 FSE obtenidas en este trabajo para los neonatos presentan una calidad global similar, aunque con matices diferentes, a la que presentan las potenciadas en T1 SE y DP SE (Figura 349 y Figura 350).

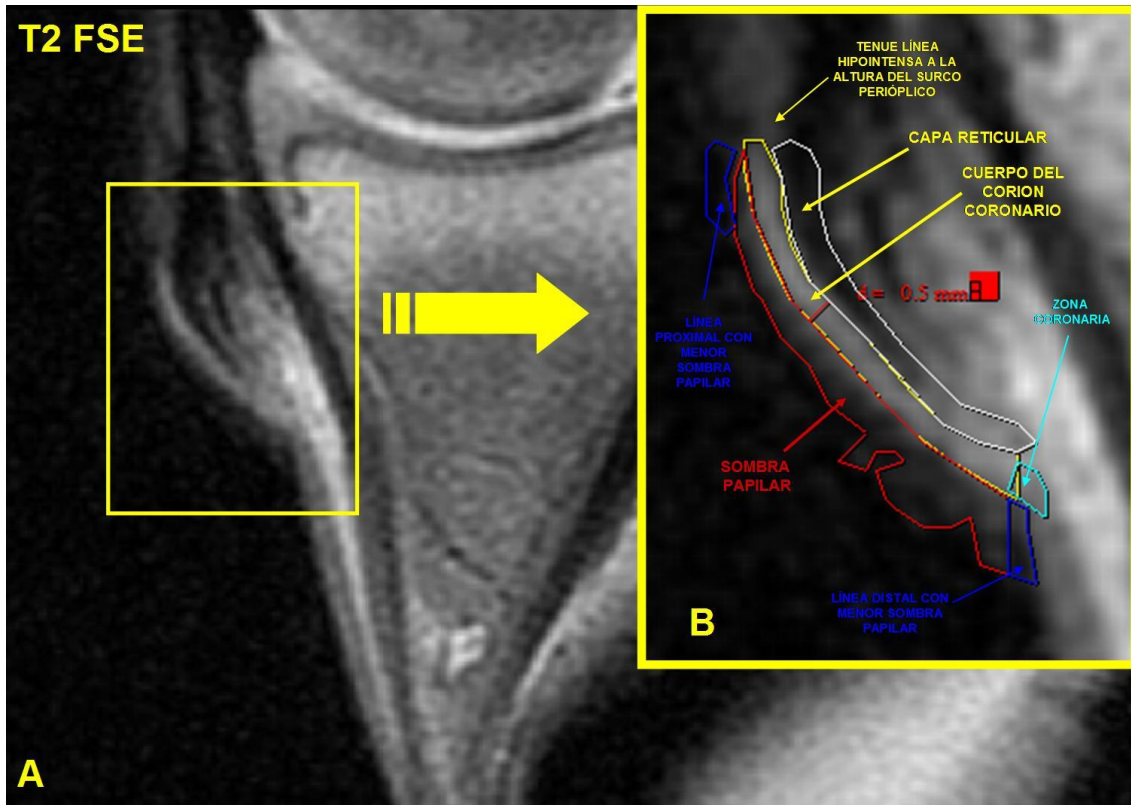


Figura 349. Imágenes en el plano sagital, potenciadas en T2 FSE, del casco de la extremidad anterior de un neonato. La imagen B se trata de un detalle ampliado del área comprendida dentro del rectángulo de borde amarillo de la imagen A.

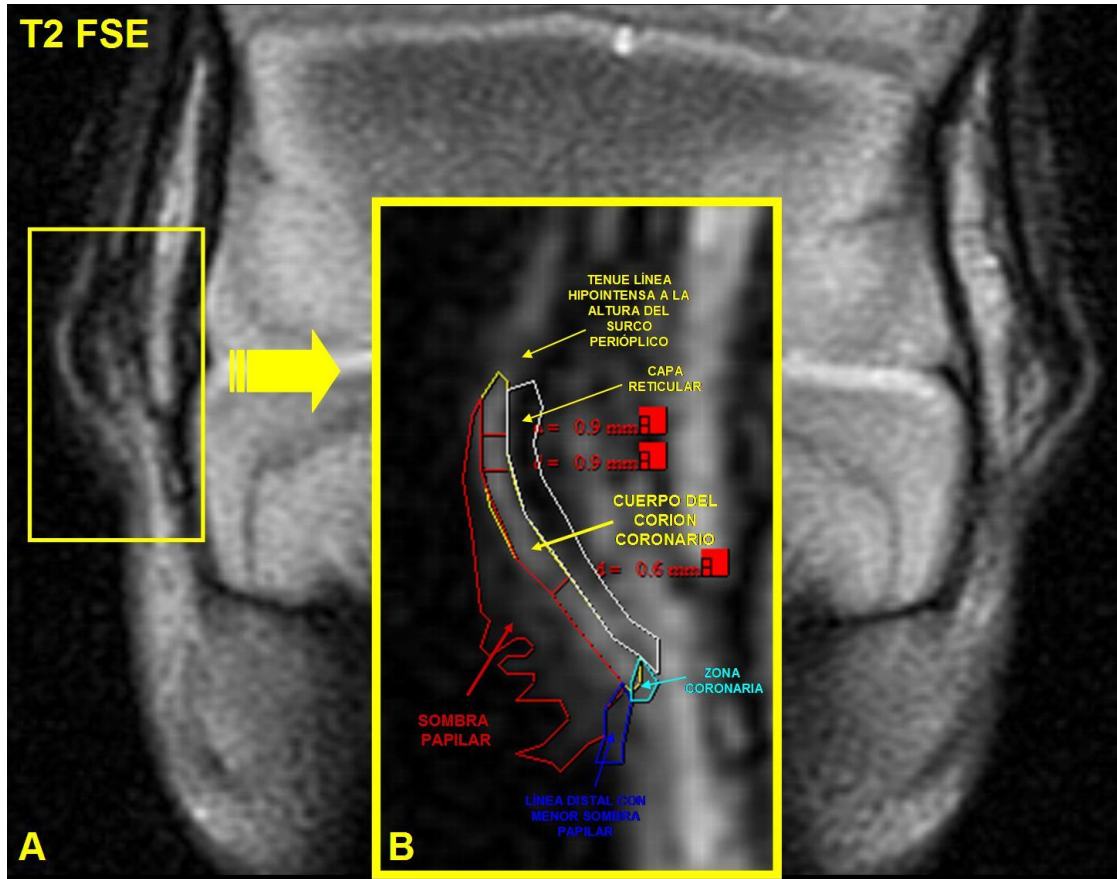


Figura 350. Imágenes en el plano coronal, potenciadas en T2 FSE, del casco de la extremidad anterior de un neonato. La imagen B se trata de un detalle ampliado del área comprendida dentro del rectángulo de borde amarillo de la imagen A.

La frecuencia con que las diferentes series estudiadas en esta potenciación fueron aptas para la valoración del cuerpo del corion coronario se representa gráficamente en la Figura 351.

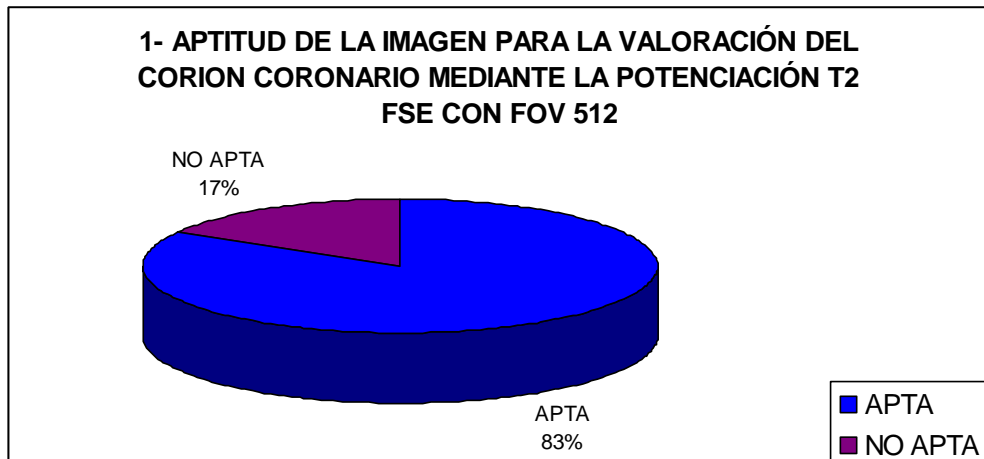


Figura 351. Representación gráfica de la aptitud, para la valoración del cuerpo del corion coronario, de las imágenes potenciadas en T2 FSE.

Todas las imágenes analizadas presentaban FOV 512, con lo que hemos obtenido los siguientes grupos: imágenes con FOV 512 de animales inmaduros sanos, imágenes con FOV 512 de adultos sanos e imágenes con FOV 512 de adultos con infosura. De forma similar a las potenciaciones anteriores, los resultados para T2 FSE se exponen en forma de tabla a continuación en la Figura 352.

1- INMADUROS SIN LESIÓN FOV 512 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	5	181,02	155,62	60,03	415	60,03	136,40	44,62	317,42
GRIS PRINCIPAL	5	5,50	1,00	4,5	6,5	4,5	0,88	4,62	6,38
GRIS SECUNDARIO	5	3,70	1,30	2,5	5,5	2,5	1,14	2,56	4,84
HETEROGENEIDAD	5	1,60	0,55	1	2	2	0,48	1,12	2,08
GROSOR	5	0,84	0,21	0,5	1	1	0,18	0,66	1,02
DIÁMETRO DEL GRANO *	1	0,75	NP	0,75	0,75	0,75	NP	NP	NP

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	2	40,00%	40,00%	5,27%	85,34%
GR	1	20,00%	60,00%	0,51%	71,64%
LISA	2	40,00%	100,00%	5,27%	85,34%
TOTAL	5	100,00%	100,00%		

2- MADUROS SIN LESIÓN FOV 512 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	8	227,59	154,44	18,92	461,38	18,92	107,02	120,57	334,61
GRIS PRINCIPAL	8	4,75	1,04	3,5	6,5	4,5	0,72	4,03	5,47
GRIS SECUNDARIO	8	2,63	0,99	1,5	4,5	2,5	0,69	1,94	3,32
HETEROGENEIDAD	8	1,75	0,46	1	2	2	0,32	1,43	2,07
GROSOR	8	1,45	1,22	0,7	4,4	0,9	0,85	0,60	2,30
DIÁMETRO DEL GRANO *	4	1,13	0,14	1	1,25	1	0,14	0,99	1,27

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	4	50,00%	50,00%	15,70%	84,30%
GR	4	50,00%	100,00%	15,70%	84,30%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	36,94%
TOTAL	8	100,00%	100,00%		

3- MADUROS CON INFOSURA FOV 512 T2 FSE									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	7	308,78	44,36	239,47	363,62	239,47	32,86	275,92	341,64
GRIS PRINCIPAL	7	4,50	1,29	2,5	6,5	4,5	0,96	3,54	5,46
GRIS SECUNDARIO	7	2,93	1,13	1,5	4,5	2,5	0,84	2,09	3,77
HETEROGENEIDAD	7	1,57	0,53	1	2	2	0,39	1,18	1,96
GROSOR	7	1,19	0,19	0,9	1,4	1,1	0,14	1,05	1,33
DIÁMETRO DEL GRANO *	1	1,00	NP	1	1	1	NP	NP	NP

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	4	57,14%	57,14%	18,41%	90,10%
GR	1	14,29%	71,43%	0,36%	57,87%
LISA	2	28,57%	100,00%	3,67%	70,96%
TOTAL	7	100,00%	100,00%		

Figura 352. Tablas con los resultados del corion coronario, para los distintos parámetros estudiados, en las imágenes potenciadas en T2 FSE; DS representa la desviación estándar, Min. el valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR textura granular, ALG textura algodonosa, IS intensidad de señal y NP representa “no procede” (por ser el valor de la DS igual a 0). Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$).

Visto todo lo expuesto hasta aquí, y teniendo en cuenta los valores de grosor de corte y el espacio entre los mismos, tal y como están señalados en el apartado de material y métodos, la **IRM del corion coronario potenciada en T2** y obtenida mediante la secuencia de pulsos convencional SE con la opción *Fast* (FSE) y con un

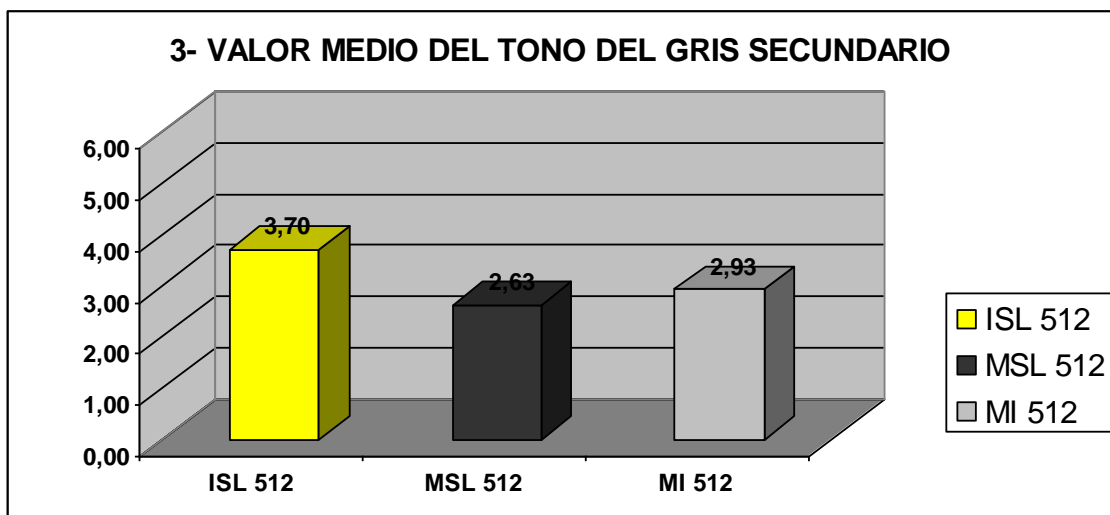
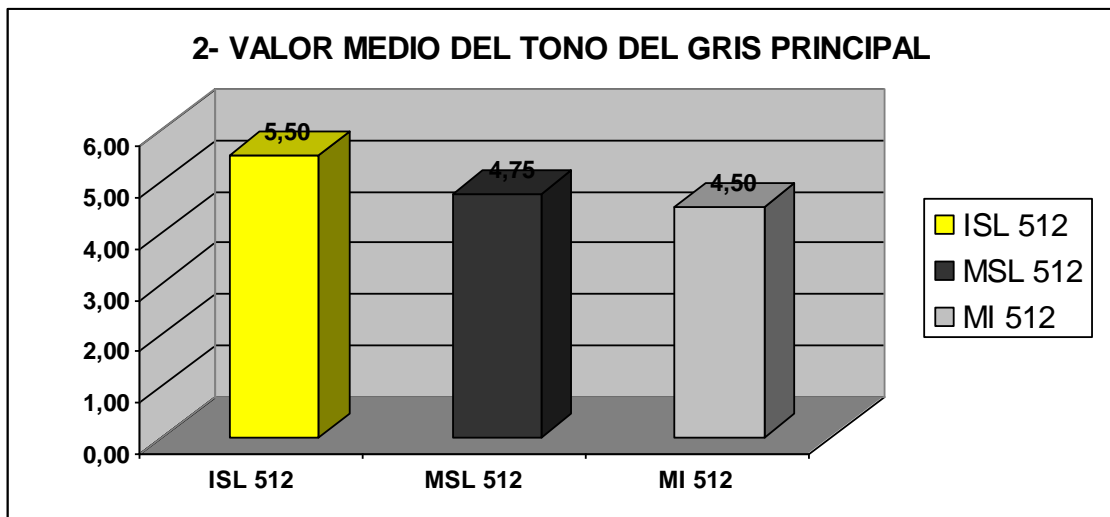
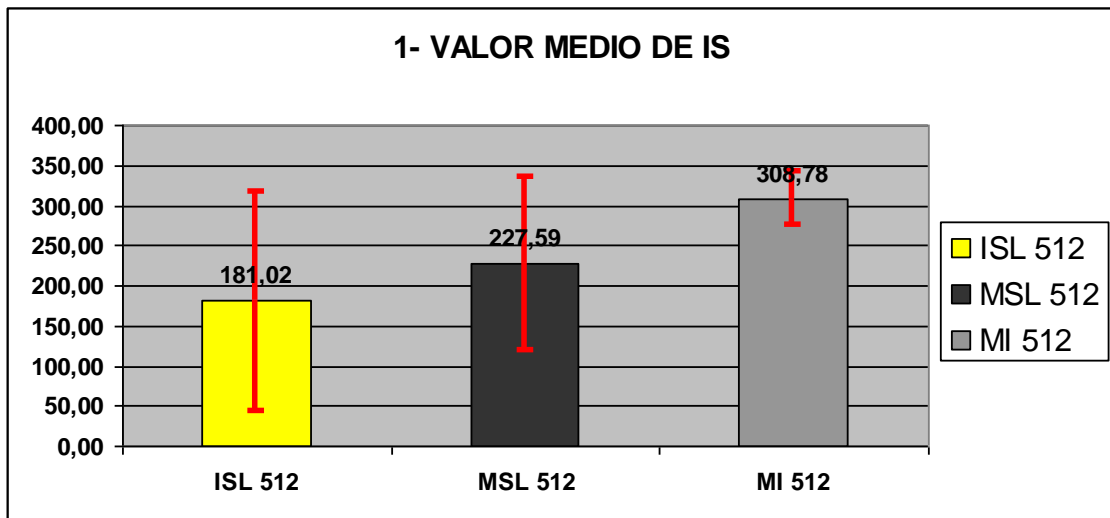
FOV 512, se puede describir, para cada grupo de animales estudiado, utilizando los parámetros analizados en este trabajo, de la forma que se expone a continuación:

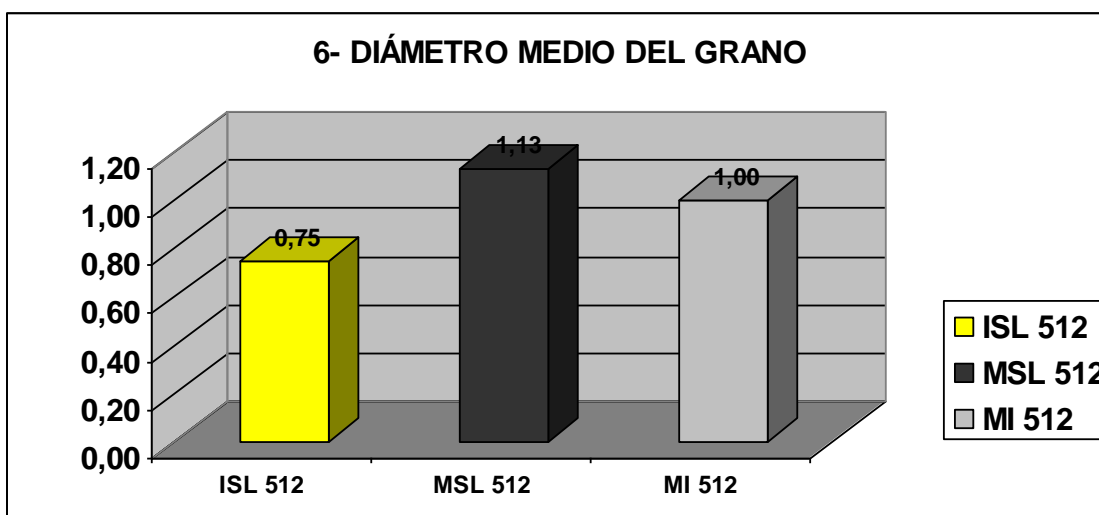
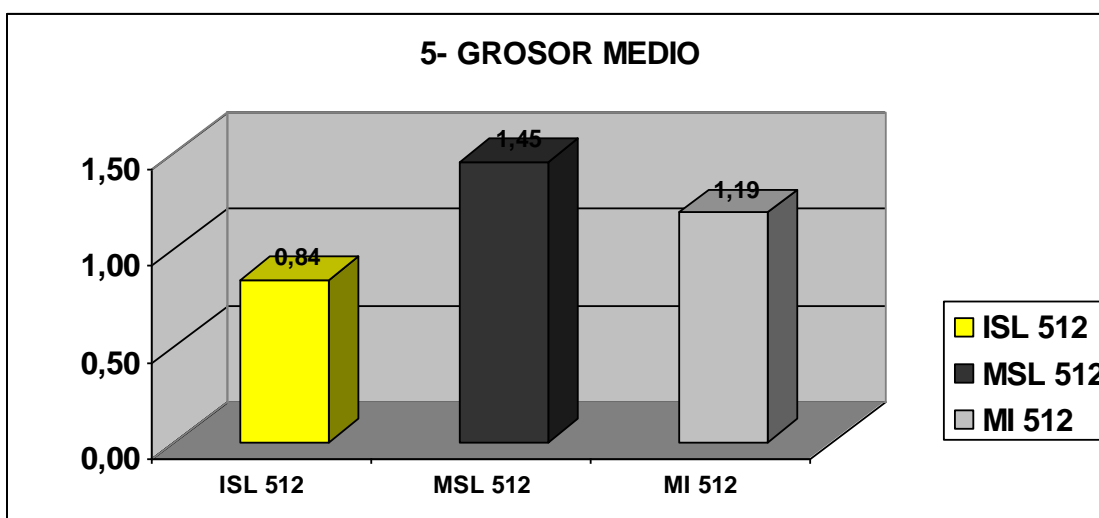
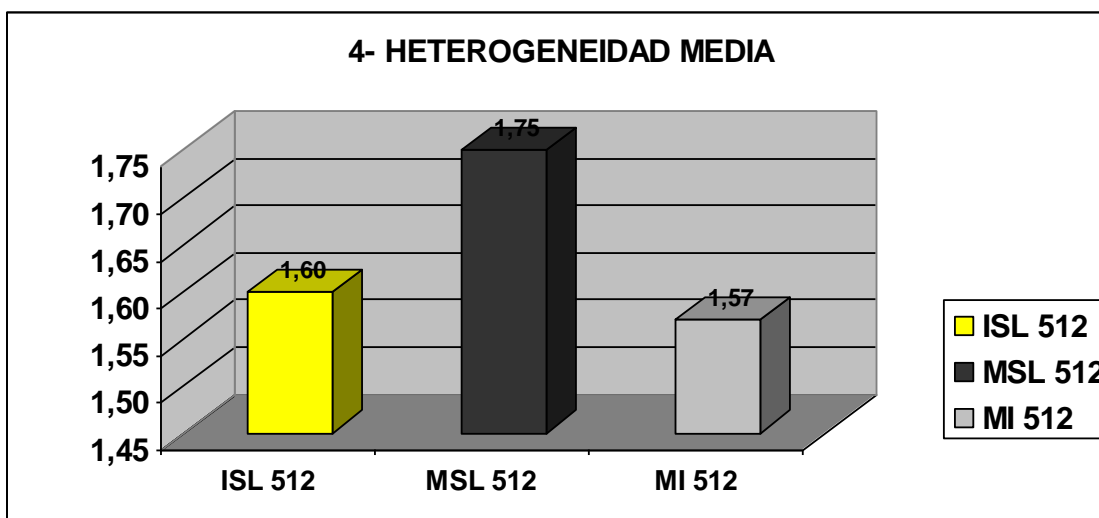
Animales inmaduros sin lesión. Se trata de una estructura con un valor de IS media de en torno a 181 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 5,5 y uno secundario de 3,7. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,6, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se reparte entre lisa, algodonosa y granular con una frecuencia del 40%, 40% y 20% respectivamente, presentando el grano de la imagen, en esta última, un diámetro medio de 0,75mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 0,84mm.

Animales maduros sin lesión. Presenta un valor de IS media de en torno a 228 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 4,75 y uno secundario de 2,63. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,75, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se reparte entre algodonosa y granular con una frecuencia del 50%, y 50% respectivamente, presentando el grano de la imagen, en esta última, un diámetro medio de 1,13mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,45mm.

Animales maduros con infosura. El valor de IS media fue de en torno a 309 unidades aproximadamente, el gris principal tuvo un valor medio de tono de 4,5 y el secundario de 2,9. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,57, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se reparte entre lisa, algodonosa y granular con una frecuencia del 28,57%, 57,14% y 14,29% respectivamente, presentando el grano de la imagen, en esta última, un diámetro medio de 1mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,19mm.

A continuación, en la Figura 353, se exponen de forma gráfica los valores medios de los resultados de los parámetros estudiados.





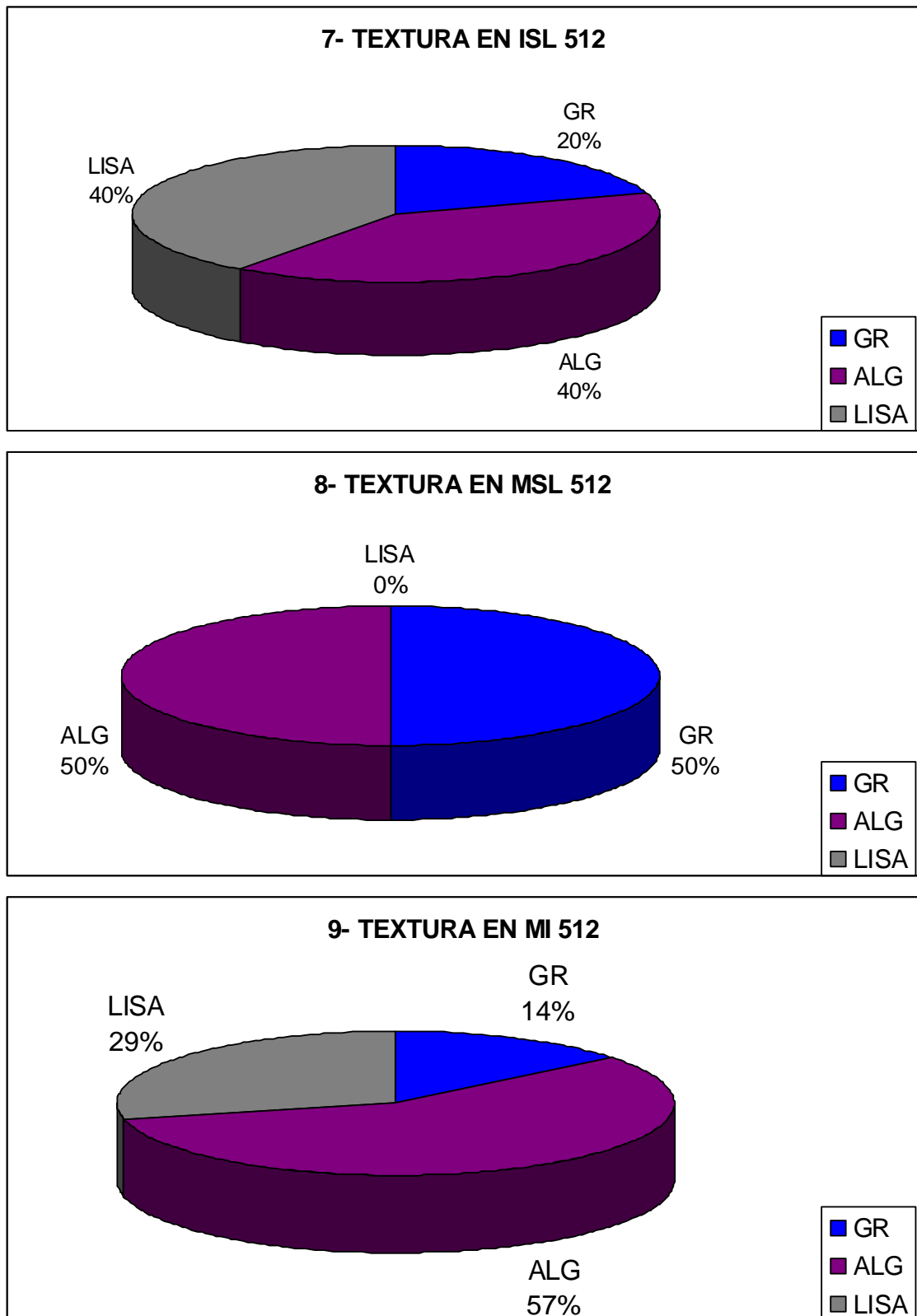


Figura 353. Representación gráfica de la comparación de las medias de los resultados obtenidos, a partir de las imágenes potenciadas en T2 FSE, para los distintos parámetros estudiados, en función del grupo al que pertenecen; en la gráfica 1 se representan los intervalos de confianza para cada media; GR textura granular, ALG textura algodonosa, LISA textura lisa. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ISL 512

(inmaduros sin lesión con FOV 512); MSL 512 (maduros sin lesión con FOV 512); MI 512 (maduros con infosura con FOV 512).

El mayor valor de IS media del cuerpo del corion coronario, en la potenciación T2 FSE, lo presenta el grupo de adultos con infosura que, por otra parte, a la vez presenta el menor intervalo de confianza de los tres. El grupo de adultos sin lesión presenta un valor intermedio entre los otros dos grupos, y su intervalo de confianza también se encuentra comprendido entre los valores de los intervalos de confianza de los inmaduros sin lesión y los maduros con infosura; sin embargo, este intervalo de confianza se acerca más al de los inmaduros sin lesión que al de los maduros con infosura. El grupo de inmaduros sin lesión presenta el menor valor medio de IS pero, por el contrario, el intervalo de confianza es el más amplio de los tres grupos (gráfica 1, Figura 353).

El gris principal, sin embargo, presentó una relación de valores medios entre grupos inversa a la de los valores de IS; es decir, el grupo de inmaduros sin lesión fue el que tenía un resultado mayor, mientras que entre los animales maduros, con valores medios más próximos entre sí que con los animales inmaduros, el grupo que presentó un menor valor fue el de los maduros con infosura y el grupo de los animales maduros sin lesión se situó en un lugar intermedio, al igual que ocurría con el valor medio de IS. El gris secundario presentaba un dato menor para este parámetro en cada uno de los grupos y la relación entre ellos difería de la que presenta el gris primario en que, si bien es cierto que el grupo de inmaduros sigue siendo el que tenía un mayor valor medio, entre los grupos de animales maduros, el que presentaba mayor valor era el de los afectados de infosura, mientras que el grupo de caballos maduros sin lesión poseía el menor de los datos para este parámetro (gráficas 2 y 3, Figura 353).

Atendiendo a nuestros resultados, el grupo que presentaba un aspecto más heterogéneo en el área de corte del cuerpo del corion coronario, en las imágenes potenciadas en T2 FSE, fue con diferencia el de los animales maduros sin lesión; de los otros dos grupos, con mucha menor diferencia entre ellos, el que presentó el menor valor fue el de los animales maduros aquejados de infosura (gráfica 4, Figura 353).

El grosor del cuerpo del corion coronario presentó su mayor valor medio en el grupo de animales maduros sin lesión y el menor valor en el grupo de animales

inmaduros sin lesión. El valor de los maduros con infosura se situó entre los otros dos, aunque era algo más cercano al del grupo de maduros sin lesión (gráfica 5, Figura 353).

El las imágenes en que el área del cuerpo del corion coronario presentó una textura granular, el diámetro medio del grano para T2 FSE fue mayor en los animales maduros sin lesión, seguido del valor del diámetro de los animales maduros con infosura y, a un poco más de distancia, del valor medio de los animales inmaduros sin lesión (gráfica 6, Figura 353).

La textura del área de corte del cuerpo del corion coronario para las imágenes potenciadas en T2 FSE se distribuyó con diferente frecuencia para cada tipo en los distintos grupos. En los animales inmaduros sin lesión, las texturas lisas y algodonosas presentaron la misma frecuencia de aparición (40%), que duplicaba en ambos casos a la frecuencia de aparición de la textura granular (20%). El grupo de animales maduros sin lesión no presentó imágenes con textura lisa, y la algodonosa y la granular se distribuyeron de forma idéntica con un 50% de la frecuencia de aparición para cada una. Para finalizar, diremos que el grupo de imágenes obtenidas a partir de los animales maduros con infosura presentó con mayor frecuencia la textura algodonosa (57%), seguida de la textura lisa (29%) y, con mucha menor frecuencia, la textura granular (14%).

5.1.2.3.D. IMÁGENES POTENCIADAS EN T2 FSTIR DEL CORION CORONARIO

La localización y conformación de esta estructura en los distintos planos de corte estudiados, como era esperable, también es la misma en T2 FSTIR que la que se ha descrito de forma general. Como en las otras potenciaciones vistas, presenta mayor tono de gris que la pared del casco, que lo limita hacia el exterior, y que la capa reticular que lo limita hacia el interior. Las imágenes, en general, aparecen más difuminadas, con peor definición y, aunque el corion perióplico parece presentar un tono de gris ligeramente menor al del corion coronario, para poder discriminar el límite entre ambos hay que recurrir casi siempre al corte idéntico potenciado en T1 SE y DP SE, que poseen una mayor definición en la mayoría de las ocasiones, o incluso, comparar con la serie de imágenes entera en esas potenciaciones para localizar dicho límite. La capa hipointensa correspondiente con la capa reticular también presentaba poca definición y unos límites difuminados, siendo más difícil de delimitar que en T1 SE y DP SE, y

distalmente, el límite con el corion laminar, que ya era difícil de establecer en T1 SE y DP SE, aquí es aún más complicado de concretar. Respecto al corion laminar en su zona de interdigitación con la epidermis, al igual que en T2 FSE, normalmente presenta un tono de gris muy similar, aunque si prestamos atención, se puede decir que en muchas ocasiones es ligeramente mayor el del cuerpo del corion coronario. En comparación con T2 FSE, en T2 FSTIR todavía presenta unas peores definición y calidad general, con las estructuras más difuminadas, peor delimitadas y con menor contraste de unas con otras, al menos en lo que al cuerpo del corion coronario y las estructuras relacionadas se refiere (Figura 354 y Figura 355). Respecto al corion laminar en su zona de interdigitación con la epidermis, al igual que en T2 FSE, normalmente presenta un tono de gris muy similar, aunque si prestamos atención, se puede decir que en muchas ocasiones es ligeramente mayor el del cuerpo del corion coronario.

En los cortes transversales, existe la misma problemática descrita en T2 FSE para la identificación y delimitación del corion coronario en relación al corion perióplico y, en T2 FSTIR, al igual que en T2 FSE, hay que ayudarse, en ocasiones, de otros cortes en los planos sagital y transversal potenciados en T1 SE, con el agravio de que la definición de la imagen es aún algo peor que en T2 FSE (Figura 356 y Figura 357).

A la observación subjetiva, la sombra de las papilas coronarias proyectadas hacia el interior de la pared del casco abarca menos superficie y posee un menor tono de gris, no sólo que en T1 SE y DP SE, sino que en T2 FSE también; en general, como en T2 FSE, el resto de estructuras asociadas al cuerpo del corion coronario, como ya hemos señalado, se observan más difuminadas y son más difíciles de discriminar que en T1 SE y DP SE, e incluso que en T2 FSE (Figura 358).

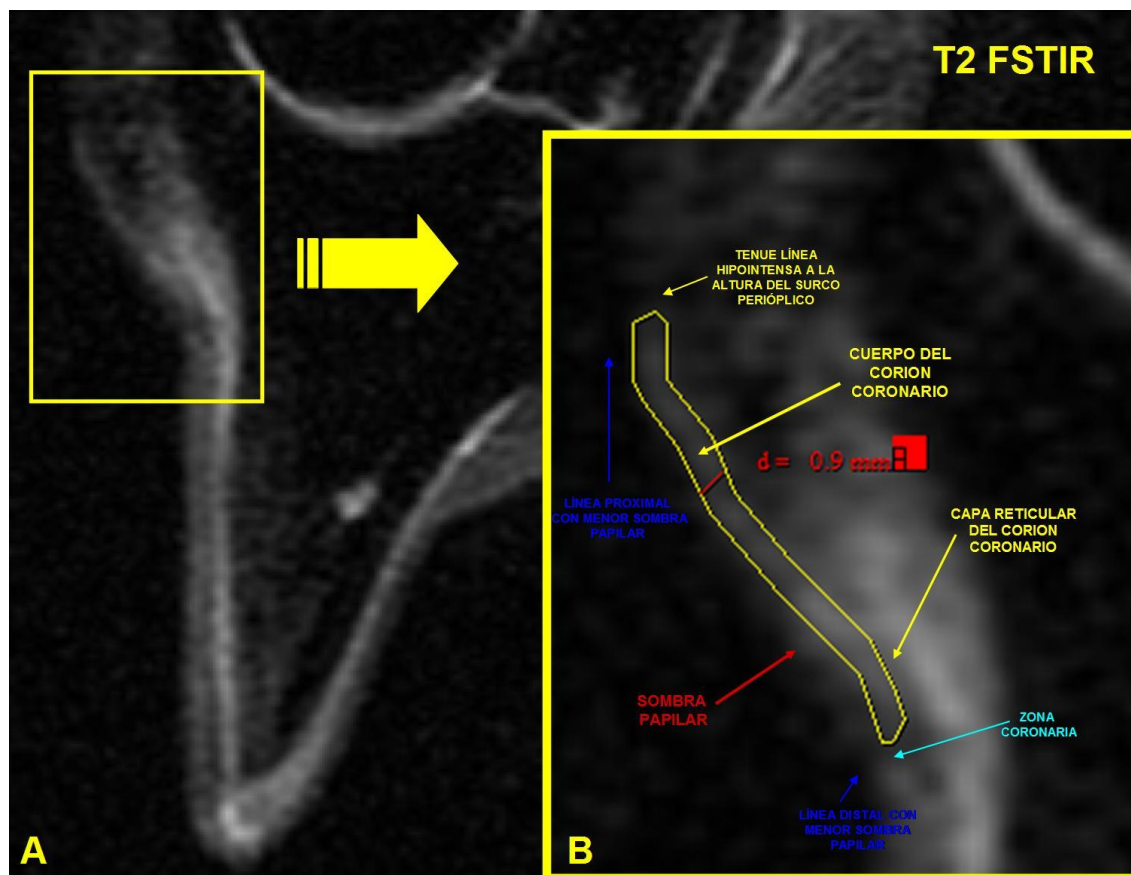


Figura 354. Imágenes, potenciadas en T2 FSTIR, de un corte en el plano sagital, a la altura del centro de las lumbres, del casco posterior derecho de un caballo adulto sin lesión. La imagen B se trata de un detalle aumentado de una porción de la imagen A, y en ella se señala el cuerpo del corion coronario y su grosor, además de algunas de las estructuras relacionadas con el mismo.

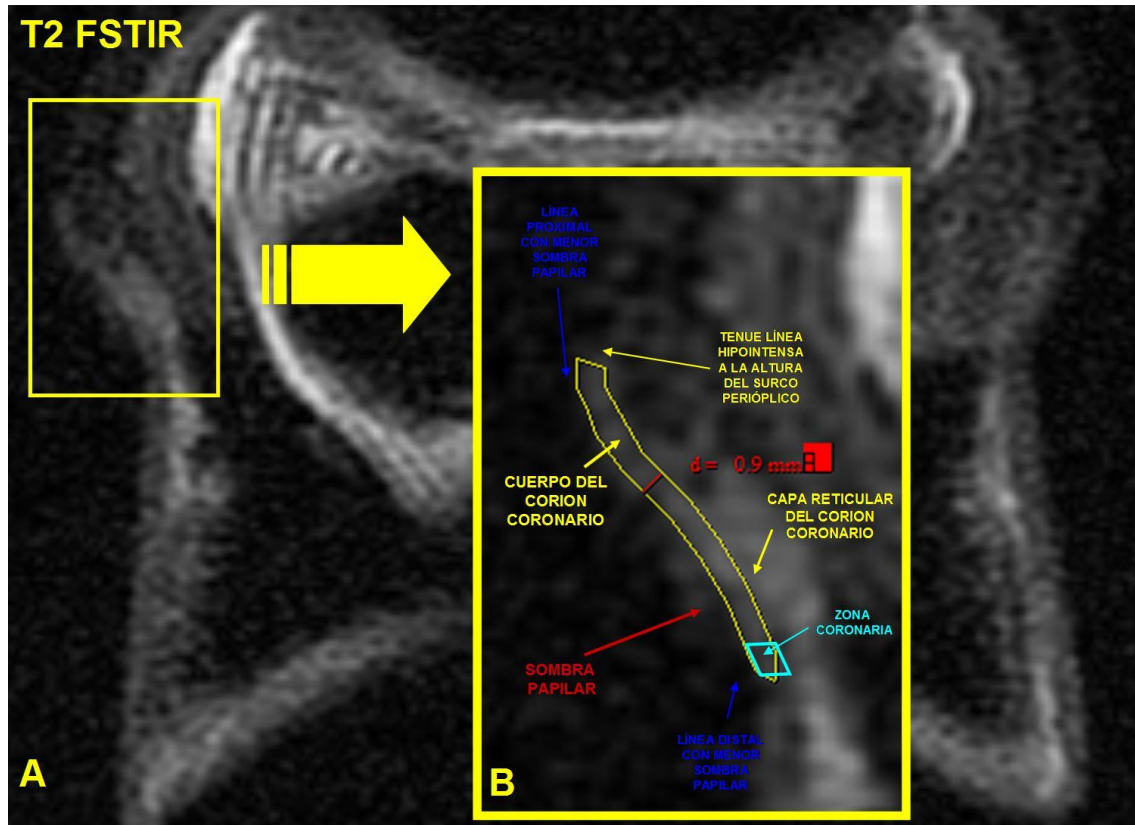


Figura 355. Imágenes, potenciadas en T2 FSTIR, de un corte en el plano coronal, a nivel del navicular, del casco anterior derecho de un caballo adulto sin lesión. La imagen B se trata de un detalle aumentado de una porción de la imagen A, y en ella se señala el cuerpo del corion coronario y su grosor, además de algunas de las estructuras relacionadas con el mismo.

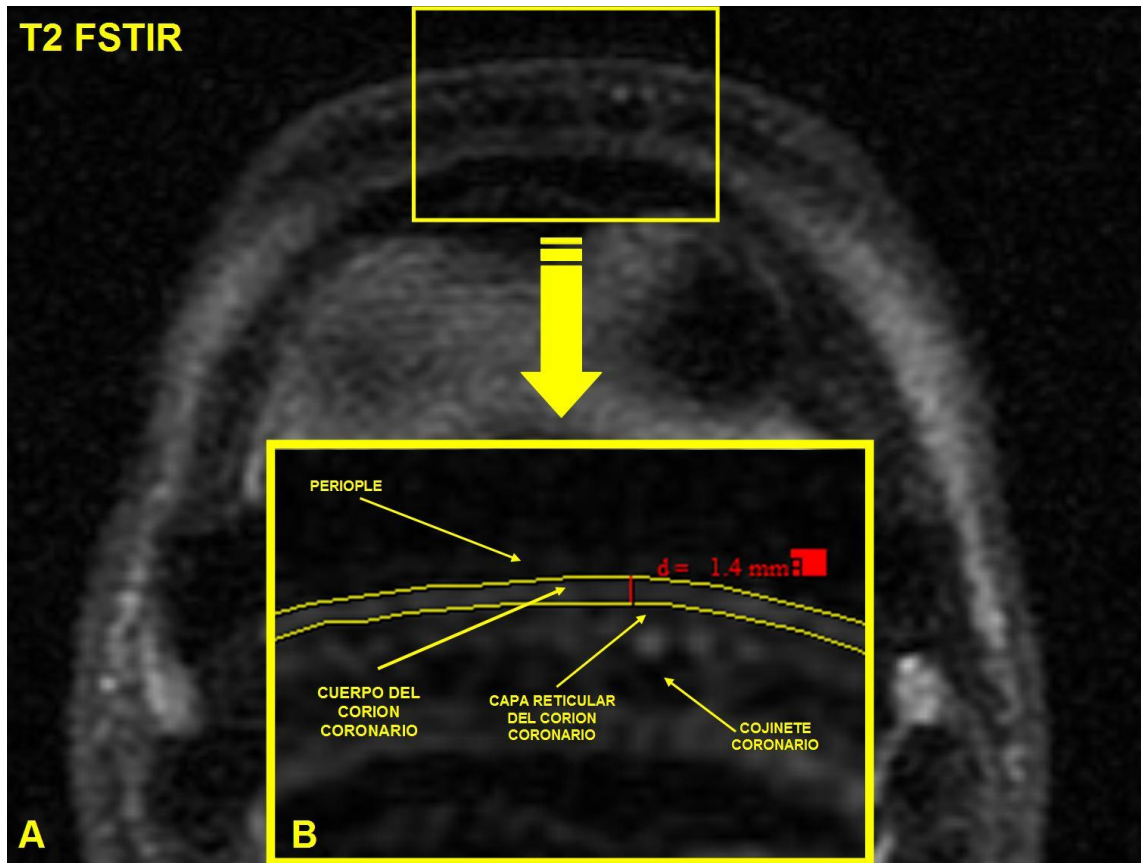


Figura 356. Imágenes, potenciadas en T2 FSTIR, de un corte en el plano transversal, a nivel de la parte más proximal de las lumbres y distal al corion perióptico, del casco posterior derecho de un caballo adulto sin lesión. La imagen B se trata de un detalle aumentado de una porción de la imagen A, y en ella se señala el cuerpo del corion coronario y su grosor, además de algunas de las estructuras relacionadas con el mismo.

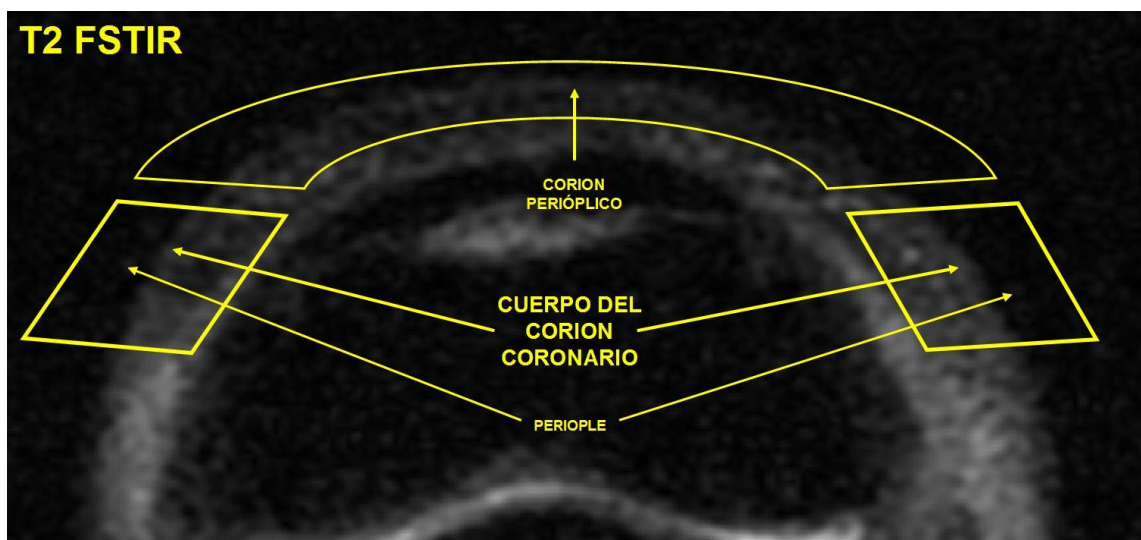


Figura 357. Imagen, potenciada en T2 FSTIR, de un corte en el plano transversal a nivel del corion perióptico, de las lumbres del casco posterior derecho de un caballo adulto sin lesión; el corte posee

cierta oblicuidad en relación al plano del rodete coronario, por ello, en el mismo corte transversal, se observa y se señala parte del corion perióptico y parte del cuerpo del corion coronario.

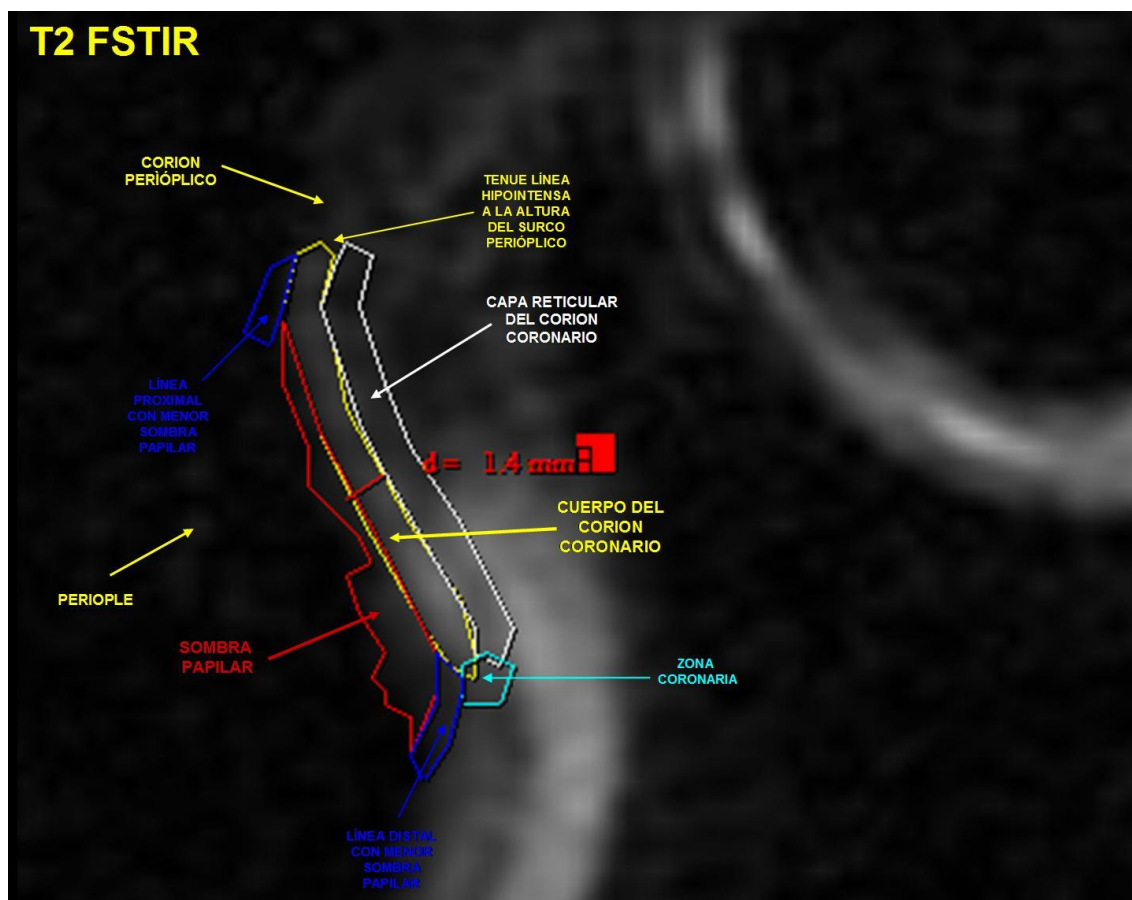


Figura 358. Imagen de un corte sagital, potenciado en T2 FSTIR, del casco anterior derecho de un caballo adulto sin lesión. Se puede observar el cuerpo del corion coronario a nivel de la parte central de las lumbres, así como la sombra generada por la proyección distal de las papilas coronarias, además, se señalan otras estructuras relacionadas.

En los animales con infosura, una vez más, al igual que en otras potenciaciones vistas, podemos observar una tendencia a la disminución de la convexidad de la sección del cuerpo del corion coronario relacionada con el grado de rotación o descenso de la tercera falange dentro del estuche córneo; además, observamos también una pérdida de definición general de las estructuras de la corona, mayor aún que la que se observaba en T2 FSE, aunque la capa reticular concretamente no se ve tan afectada en todas las imágenes de este grupo de animales y esta potenciación como en los animales con infosura en DP SE; es decir, se delimita a simple vista mejor que en las imágenes de animales adultos con infosura potenciadas en DP SE, sobre todo en su mitad distal, pese a las limitaciones de las menores definición y calidad de la imagen en T2 FSTIR. A

simple vista, el cuerpo del corion coronario de los animales con infosura parece presentar un tono de gris un poco más elevado que el de los adultos sin lesión y, a su vez, un poco más de contraste con el corion perióptico y el corion laminar adyacentes, pero la diferencia es bastante sutil en muchas ocasiones. La sombra papilar, en estos animales con infosura y en esta potenciación, tiende a ocupar un área en la imagen muy similar a la de los sanos, mucho menor a la que ocupa en otras potenciaciones como T1 SE o DP SE, y se suele identificar mal, tanto en los adultos sin lesión como en los animales aquejados de infosura; no obstante, en los animales maduros con infosura parece presentar un poco más de homogeneidad, mayor tendencia al patrón algodónoso y menor al granular que en los adultos sin lesión (Figura 359 y Figura 360).

En los cortes transversales potenciados en T2 FSTIR, las diferencias entre adultos sin lesión y aquejados de infosura fueron menos aparentes que en otros planos; la tendencia era a que la capa que representa el cuerpo del corion coronario apareciera ligeramente más difusa, además, en estos cortes transversales, al igual que en las otras potenciaciones vistas, una pequeña diferencia de posición repercute en una importante diferencia de artefacto de volumen parcial en esta estructura, con lo que, al igual que dijimos en el apartado correspondiente a T2 FSE, esto es complicado de evaluar con suficiente objetividad y precisión.

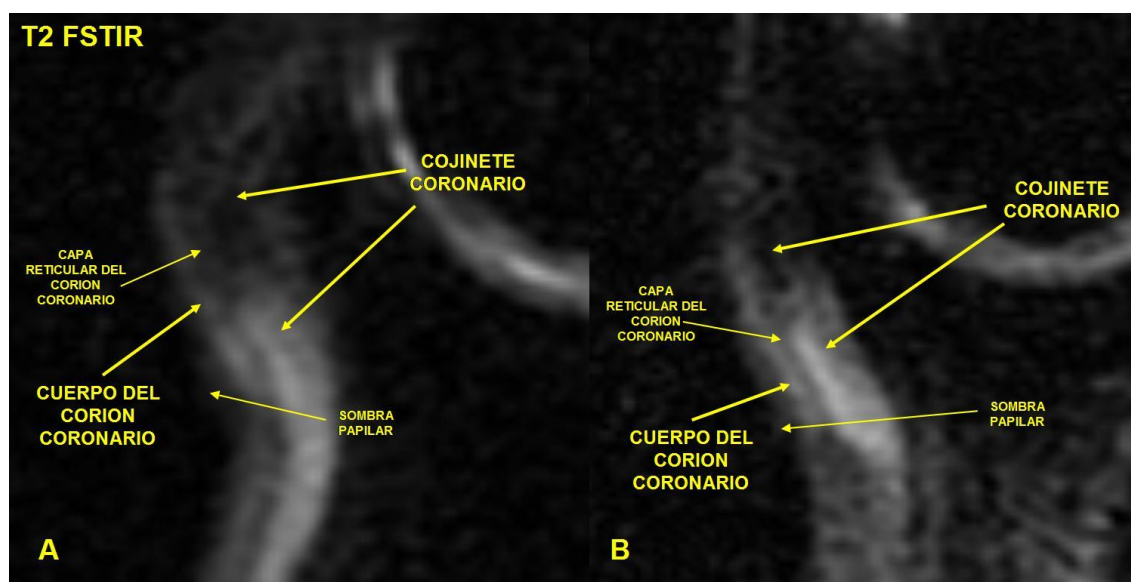


Figura 359. Imágenes, potenciadas en T2 FSTIR, de dos cortes en el plano sagital, cercanos al eje de la extremidad, de dos animales adultos. La imagen A proviene de una extremidad anterior de un caballo adulto sin lesión a ese nivel; la imagen B proviene de una extremidad anterior de un caballo adulto con infosura y con un grado de rotación considerable. Obsérvese la menor convexidad del

cuerpo del corion coronario en la imagen B en comparación con la A, así como la mayor superficie de sombra papilar, también en B.

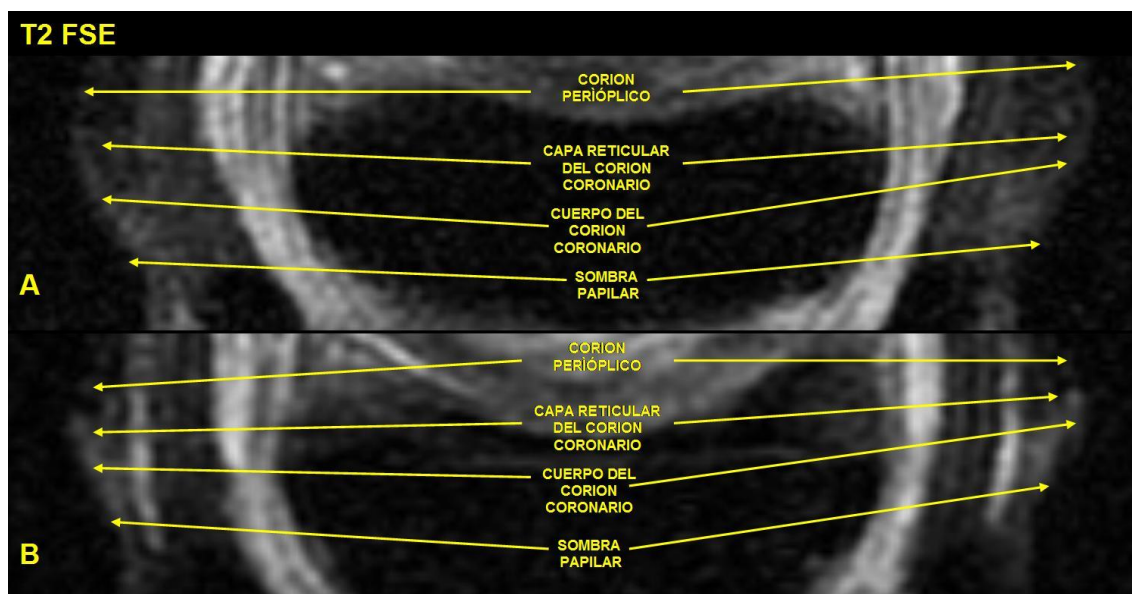


Figura 360. Imágenes, potenciadas en T2 FSTIR, de dos cortes coronales a nivel del hueso navicular y a la altura de la región de la corona, de dos extremidades posteriores de caballos adultos; la imagen A pertenece a un animal sin lesión a ese nivel, mientras que la imagen B proviene de un individuo aquejado de infosura.

En los animales inmaduros, la imagen potenciada en T2 FSTIR, al igual que en T2 FSE, en general da una sensación de mayor resolución, contraste y calidad global, que en esta misma potenciación para los animales adultos; aunque, al igual que en estos últimos, en los animales inmaduros es muy problemática para la identificación, delimitación y comparación del corion coronario en los cortes en el plano transversal. La calidad general de la imagen en T2 FSTIR cae con respecto a T2 FSE y ciertas estructuras, como la capa reticular del corion coronario, que se definían mejor en T2 FSE que en DP SE o en T1 SE, en T2 FSTIR pierden esa mejor definición (Figura 361 y Figura 362).

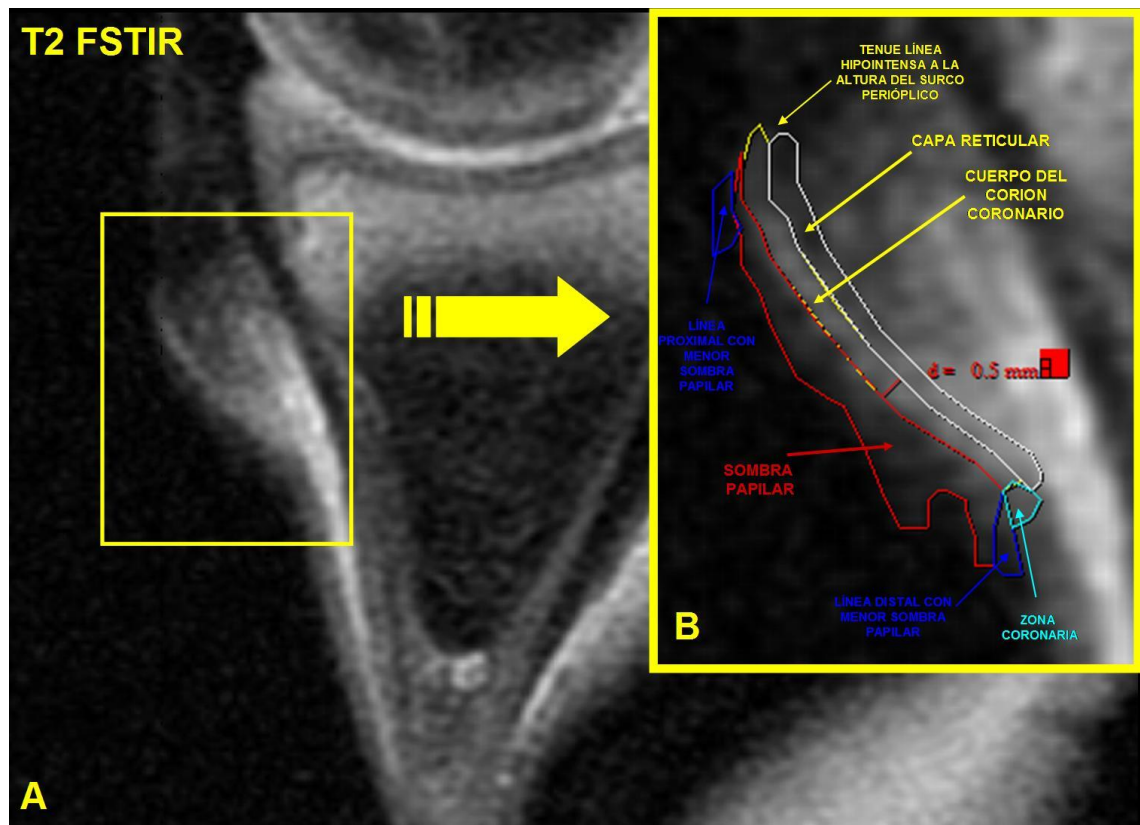


Figura 361. Imágenes en el plano sagital, potenciadas en T2 FSTIR, del casco de la extremidad anterior de un neonato. La imagen B se trata de un detalle ampliado del área comprendida dentro del rectángulo de borde amarillo de la imagen A.

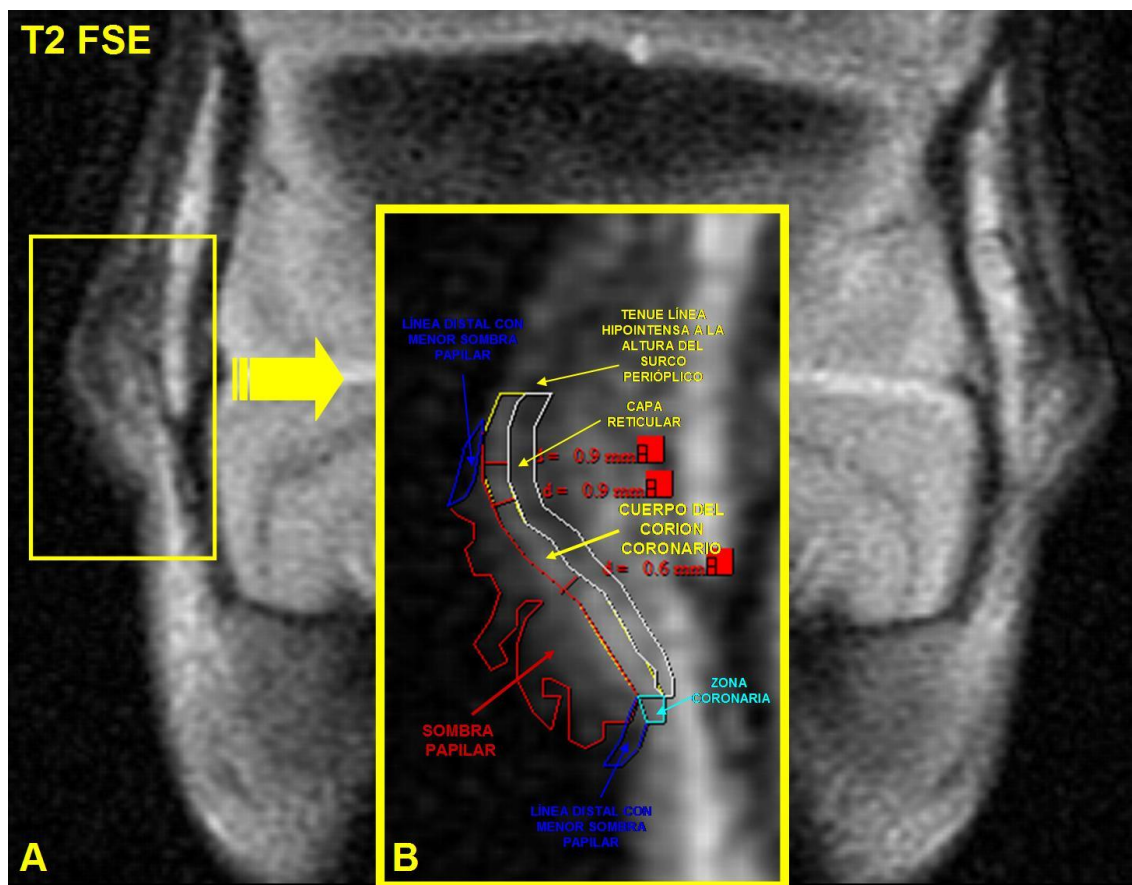


Figura 362. Imágenes en el plano coronal, potenciadas en T2 FSTIR, del casco de la extremidad anterior de un neonato. La imagen B se trata de un detalle ampliado del área comprendida dentro del rectángulo de borde amarillo de la imagen A.

La frecuencia con que las diferentes series, estudiadas en la potenciación T2 FSTIR, fueron aptas para la valoración del cuerpo del corion coronario se representa gráficamente en la Figura 363.

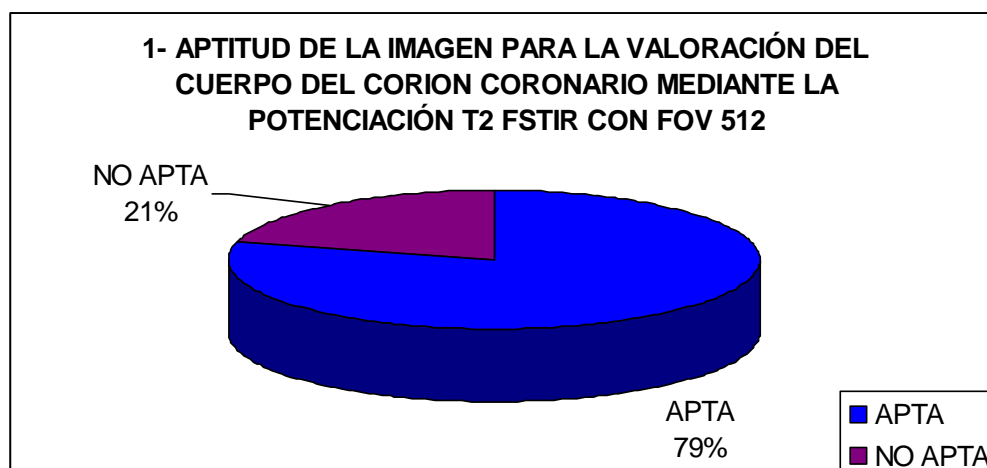


Figura 363. Representación gráfica de la aptitud, para la valoración del cuerpo del corion coronario, de las imágenes potenciadas en T2 FSTIR.

Todas las imágenes analizadas para el cuerpo del corion coronario, al igual que en el resto de potenciaciones estudiadas, presentaban FOV 512, con lo que hemos obtenido los siguientes grupos: imágenes con FOV 512 de animales inmaduros sanos, imágenes con FOV 512 de adultos sanos e imágenes con FOV 512 de adultos con infosura. De forma similar a las potenciaciones anteriores, los resultados para T2 FSTIR se exponen en forma de tabla a continuación en la Figura 364.

1- INMADUROS SIN LESIÓN FOV 512 T2 FSTIR									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	5	162,49	161,68	62,89	444,35	62,89	141,72	20,77	304,21
GRIS PRINCIPAL	5	6,30	1,64	3,5	7,5	6,5	1,44	4,86	7,74
GRIS SECUNDARIO	5	3,70	1,30	1,5	4,5	4,5	1,14	2,56	4,84
HETEROGENEIDAD	5	2,20	0,84	1	3	2	0,74	1,46	2,94
GROSOR	5	0,88	0,36	0,5	1,4	0,5	0,32	0,56	1,20
DIÁMETRO DEL GRANO *	3	0,83	0,38	0,5	1,25	0,5	0,43	0,40	1,26

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	2	40,00%	40,00%	5,27%	85,34%
GR	3	60,00%	100,00%	14,66%	94,73%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	52,18%
TOTAL	5	100,00%	100,00%		

2- MADUROS SIN LESIÓN FOV 512 T2 FSTIR									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	6	261,06	43,96	197,94	315,53	197,94	35,17	225,89	296,23
GRIS PRINCIPAL	6	4,83	1,21	3,5	6,5	3,5	0,97	3,86	5,80
GRIS SECUNDARIO	6	2,83	0,52	2,5	3,5	2,5	0,42	2,41	3,25
HETEROGENEIDAD	6	1,83	0,41	1	2	2	0,33	1,50	2,16
GROSOR	6	1,07	0,26	0,9	1,4	0,9	0,21	0,86	1,28
DIÁMETRO DEL GRANO *	2	1,25	0,00	1,25	1,25	1,25	NP	NP	NP

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	4	66,67%	66,67%	22,28%	95,67%
GR	2	33,33%	100,00%	4,33%	77,72%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	45,93%
TOTAL	6	100,00%	100,00%		

3- MADUROS CON INFOSURA FOV 512 T2 FSTIR									
	Número de datos válidos	Media	DS	Min.	Máx.	Moda	Valor absoluto del Intervalo de confianza	Valor inferior del Intervalo de confianza	Valor superior del Intervalo de confianza
VALOR MEDIO DE IS DEL ÁREA	8	321,88	66,72	212,78	402,06	212,78	46,23	275,65	368,11
GRIS PRINCIPAL	8	6,13	1,41	3,5	7,5	6,5	0,98	5,15	7,11
GRIS SECUNDARIO	8	4,00	0,93	2,5	5,5	3,5	0,64	3,36	4,64
HETEROGENEIDAD	8	1,75	0,71	1	3	2	0,49	1,26	2,24
GROSOR	8	1,30	0,19	1,1	1,6	1,1	0,13	1,17	1,43
DIÁMETRO DEL GRANO *	3	1,22	0,06	1,15	1,25	1,25	0,07	1,15	1,29

* En los casos en que la textura es granular (GR).

TEXTURA	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado	Valor inferior del intervalo de confianza	Valor superior del intervalo de confianza
ALG	5	62,50%	62,50%	24,49%	91,48%
GR	3	37,50%	100,00%	8,52%	75,51%
LISA	0	0,00%	100,00%	0,00%	36,94%
TOTAL	8	100,00%	100,00%		

Figura 364. Tablas con los resultados del corion coronario, para los distintos parámetros estudiados, en las imágenes potenciadas en T2 FSTIR; DS representa la desviación estándar, Min. el valor mínimo obtenido en un área estudiada, Máx. el valor máximo obtenido en un área estudiada, GR textura granular, ALG textura algodonosa, IS intensidad de señal y NP representa “no procede” (por ser el valor de la DS igual a 0). Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$).

Visto todo lo expuesto hasta aquí, y teniendo en cuenta los valores de grosor de corte y el espacio entre los mismos, tal y como están señalados en el apartado de material y métodos, la **IRM del corion coronario potenciada en T2** y obtenida mediante la secuencia de pulsos convencional SE con la opción IR y *Fast (FSTIR)*, con

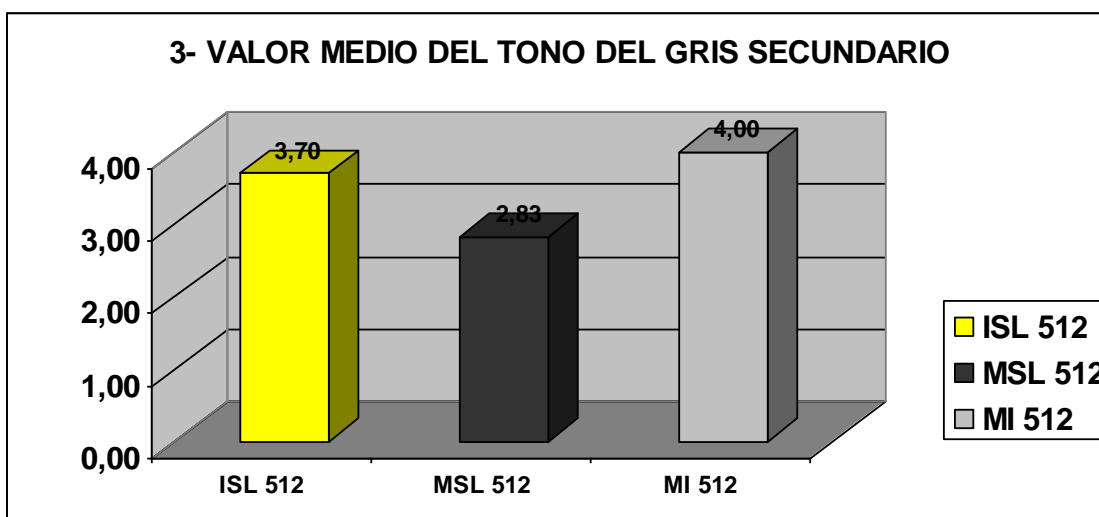
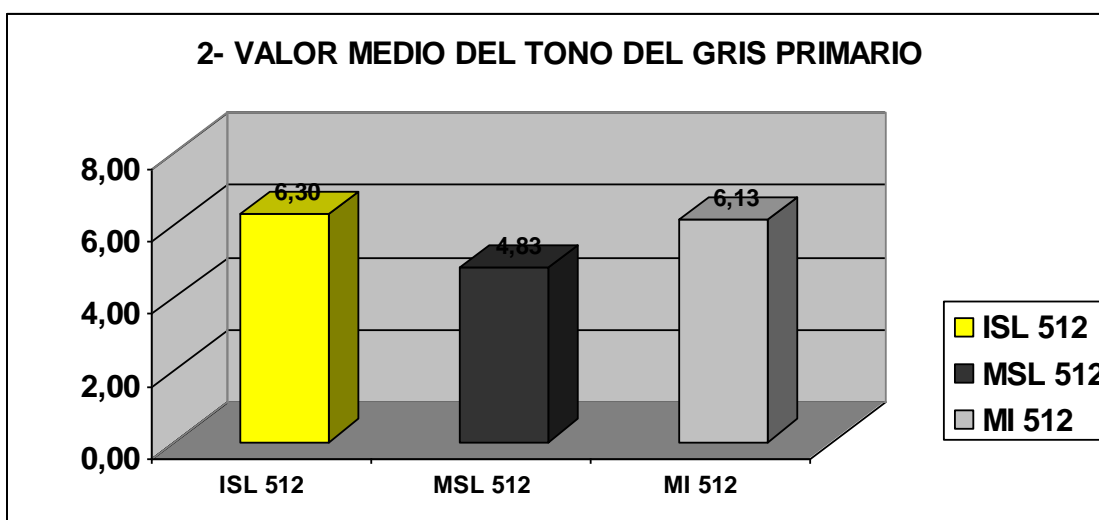
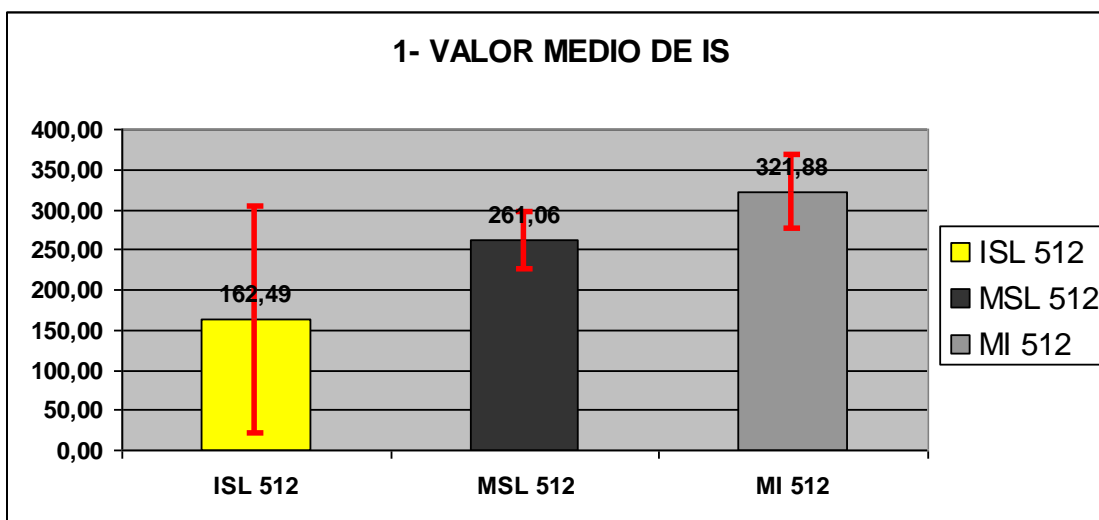
un FOV 512, se puede describir, para cada grupo de animales estudiado, utilizando los parámetros analizados en este trabajo, de la forma que se expone a continuación:

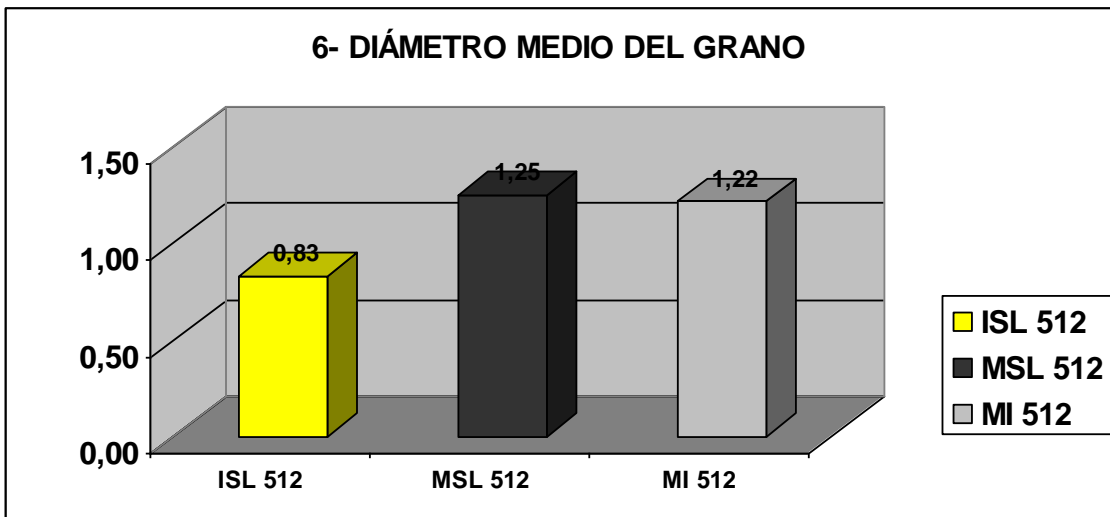
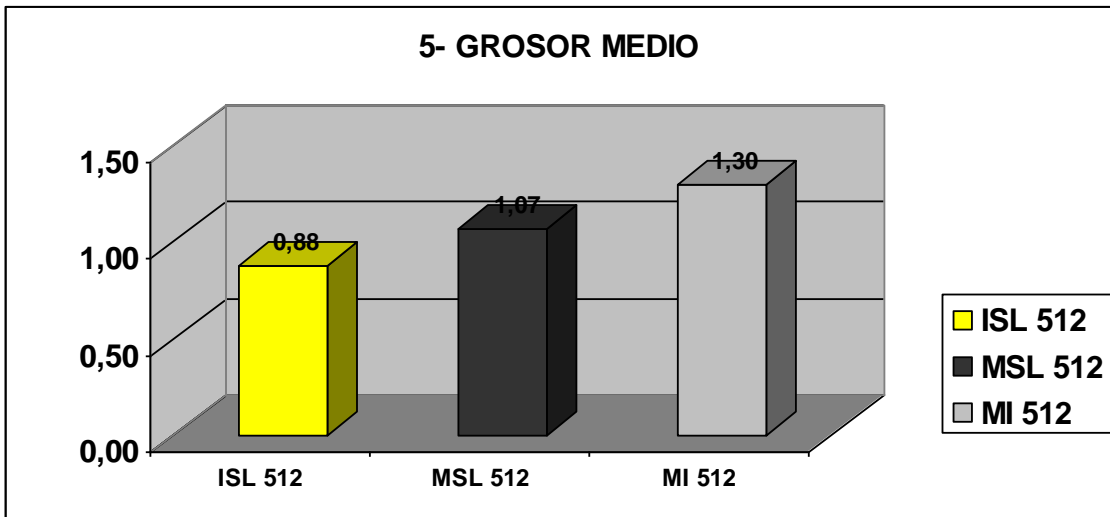
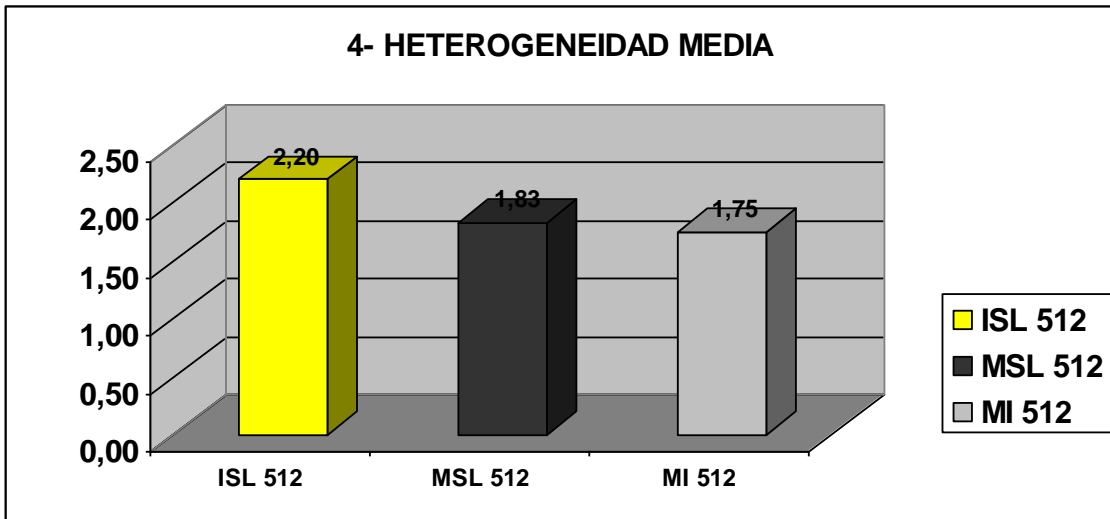
Animales inmaduros sin lesión. Se trata de una estructura con un valor de IS media de en torno a 162 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 6,3 y uno secundario de 3,7. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 2,2, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se reparte entre algodonosa y granular con una frecuencia del 40%, 60% respectivamente, presentando el grano de la imagen, en esta última, un diámetro medio de 0,83mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 0,88mm.

Animales maduros sin lesión. El valor de IS media fue de en torno a 261 unidades aproximadamente, el gris principal presentó un valor medio de tono de 4,83 y el secundario de 2,83. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,83, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se reparte entre algodonosa y granular con una frecuencia del 66,7%, y 33,3% respectivamente, presentando el grano de la imagen, en esta última, un diámetro medio de 1,25mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,07mm.

Animales maduros con infosura. Presenta un valor de IS media de en torno a 322 unidades aproximadamente, un gris principal con un valor medio de tono de 6,13 y uno secundario de 4. Su heterogeneidad media se sitúa en un valor de 1,75, en una escala del 0 al 6, y la textura de la imagen se reparte entre algodonosa y granular con una frecuencia del 62,5%, 37,5% respectivamente, presentando el grano de la imagen, en esta última, un diámetro medio de 1,22mm; a su vez, el grosor medio, medido para esta estructura entre su superficie externa y la interna, fue de 1,3mm.

A continuación, en la Figura 365, se exponen de forma gráfica los valores medios de los resultados de los parámetros estudiados.





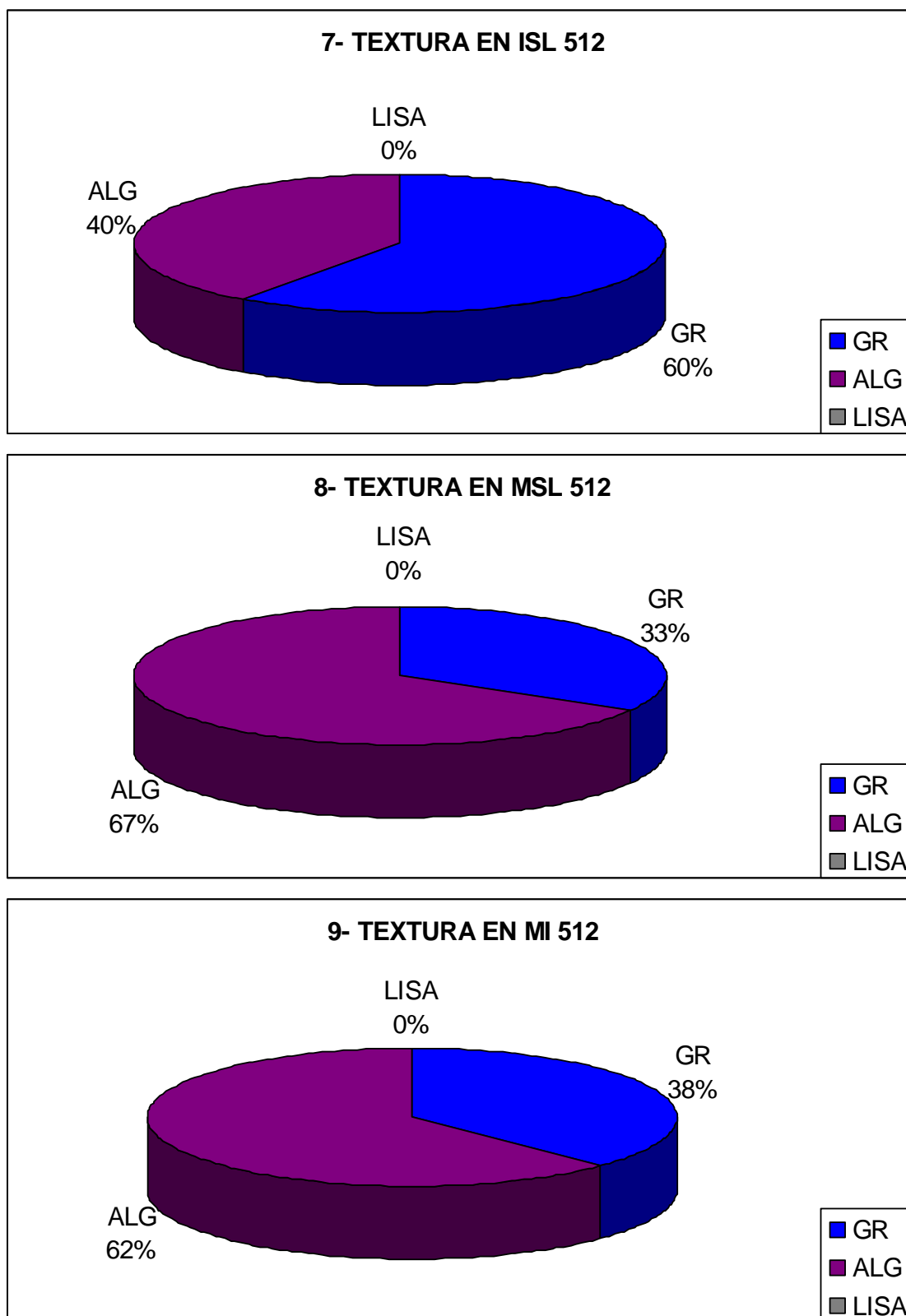


Figura 365. Representación gráfica de la comparación de las medias de los resultados obtenidos, a partir de las imágenes potenciadas en T2 FSTIR, en los distintos parámetros estudiados, en función del grupo al que pertenecen; en la gráfica 1 se representan los intervalos de confianza para cada media; GR textura granular, ALG textura aldonosa, LISA textura lisa. Los resultados de los intervalos de confianza se calculan con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0,05$). ISL 512

(inmaduros sin lesión con FOV 512); MSL 512 (maduros sin lesión con FOV 512); MI 512 (maduros con infosura con FOV 512).

El valor medio de IS para el cuerpo del corion coronario, en la potenciación T2 FSTIR, es más alto para el grupo de animales maduros aquejados de infosura que para los otros dos grupos. El grupo de animales maduros sin lesión presenta una media de IS inferior al de los animales con infosura con un intervalo de confianza similar al de aquellos, aunque ligeramente menor. Los animales inmaduros sin lesión presentaron la menor media de IS de los tres grupos, sin embargo, su intervalo de confianza es muy amplio, triplicando casi el segundo mayor valor de intervalo de confianza de los grupos restantes (gráfica 1, Figura 365).

Los tonos de gris, tanto el primario o principal como el secundario o minoritario, se observan, entre los animales maduros, con un valor mayor en los aquejados de infosura y un valor sensiblemente menor en los caballos maduros sin lesión; sin embargo, los animales inmaduros sin lesión presentan, para el tono de gris primario, un valor superior a los otros dos grupos, pero, para el valor del tono del gris secundario, presentan un valor intermedio entre el del grupo de adultos con infosura y el de adultos sin lesión (gráficas 2 y 3, Figura 365), no obstante, el intervalo de confianza de este grupo para este parámetro también es mayor que los intervalos de confianza de los otros dos grupos (tabla 2, Figura 364).

La heterogeneidad media de la señal del cuerpo del corion coronario, para esta potenciación, presentó el mayor valor en el grupo de animales inmaduros sin lesión, mientras que los animales maduros con infosura presentaron el valor más pequeño, indicando su mayor homogeneidad; por otra parte, los animales maduros sin lesión presentaron un valor intermedio entre los de los otros dos grupos, aunque más próximo al de los aquejados de infosura (gráfica 4, Figura 365).

El grosor medio de la capa del cuerpo del corion coronario, medido para la potenciación T2 FSTIR, osciló entre los casi 0,9mm de los inmaduros sin lesión hasta el 1,3mm de los maduros con infosura, presentando un valor intermedio de 1,07mm en los adultos sin lesión (gráfica 5, Figura 365).

El valor del diámetro medio del grano, para aquellas imágenes en las que el cuerpo del corion coronario presentó textura granular, fue muy similar entre los dos

grupos de animales maduros, aunque levemente superior en el de los maduros sin lesión; el valor más pequeño de los tres, con una sensible diferencia respecto a los otros dos, fue el del grupo de animales inmaduros sin lesión (gráfica 6, Figura 365).

En relación a la textura de la imagen del área de corte del cuerpo del corion coronario, en las imágenes potenciadas en T2 FSTIR, no se observó, en ninguno de los grupos estudiados, la textura lisa; en los animales inmaduros sin lesión, predominó la textura granular frente a la algodonosa, en una proporción del 60% frente al 40%. En los grupos de animales maduros, predominó la textura algodonosa frente a la granular en una proporción muy similar en ambos; en los maduros sin lesión, fue de un 67% frente a un 33%, mientras que en los aquejados de infosura fue de un 62% frente a un 38% (gráficas 7, 8 y 9, Figura 365).

5.1.2.3.E. COMPARACIÓN DE LOS VALORES MEDIOS DE LOS PARÁMETROS MEDIDOS, EN LAS DIFERENTES POTENCIACIONES, PARA EL CUERPO DEL CORION CORONARIO; ANÁLISIS ESTADÍSTICO INFERENCIAL DE LOS ASPECTOS CLÍNICOS MÁS IMPORTANTES DE LA IRM DEL CUERPO DEL CORION CORONARIO

E.1. Comparación de los valores medios

A continuación exponemos, de forma conjunta y gráficamente, los valores medios de los parámetros cuantitativos estudiados en el cuerpo del corion coronario, para todos los grupos y en las 4 potenciaciones analizadas.

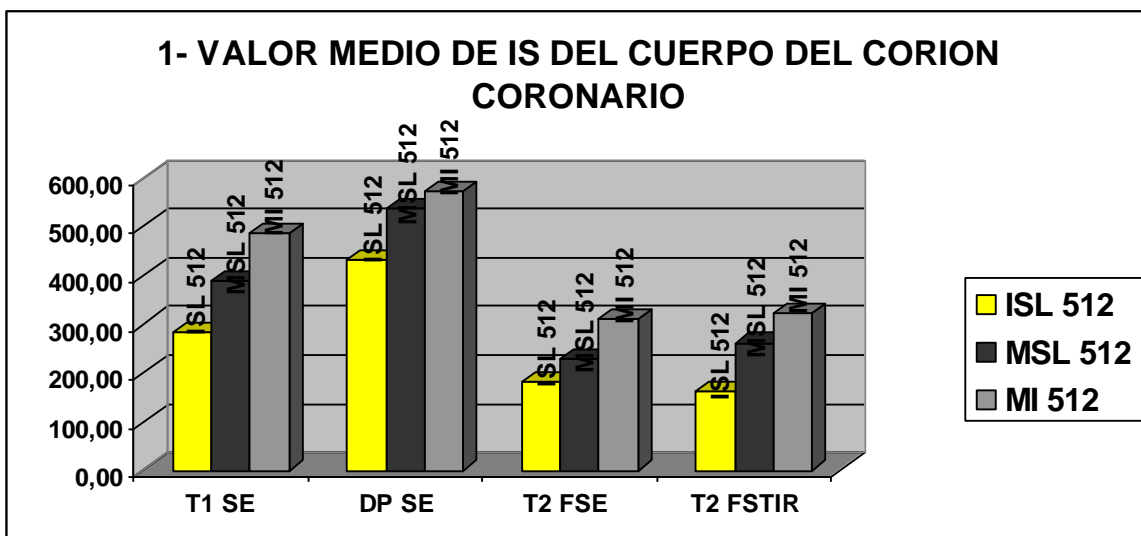


Figura 366. Representación gráfica de la media del valor de IS del cuerpo del corion coronario, para todos los grupos estudiados, en las cuatro potenciaciones vistas: ISL 512 (inmaduros sin lesión

con FOV 512); MSL 512 (maduros sin lesión con FOV 512); MI 512 (maduros con infosura con FOV 512).

Todos los grupos presentan su mayor valor para la IS media en la potenciación DP SE, y para todos ellos también es la potenciación T1 SE la que presenta el segundo mayor valor; a bastante distancia se encuentran los valores de las dos variantes de la potenciación T2. Para los animales inmaduros sin lesión, el valor de IS media es ligeramente mayor en T2 FSE que en T2 FSTIR, sin embargo, para los caballos maduros sin lesión y aquellos aquejados de infosura, el valor de IS media es ligeramente superior en T2 FSTIR frente a T2 FSE. Llama la atención que, en todas las potenciaciones estudiadas, siempre sean los adultos afectados de infosura los que presentan un mayor valor, seguidos siempre por el grupo de caballos maduros sin lesión y, finalmente, en todas las potenciaciones y con el menor valor medio, por los animales inmaduros sin lesión (Figura 366).

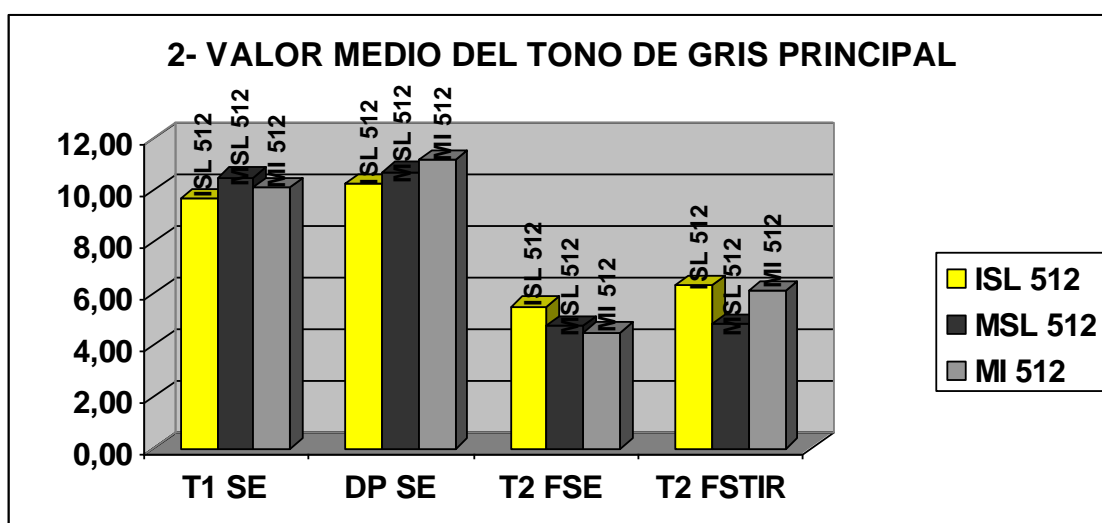


Figura 367. Representación gráfica de la media del tono de gris principal del cuerpo del corion coronario, para todos los grupos estudiados, en las cuatro potenciaciones vistas: ISL 512 (inmaduros sin lesión con FOV 512); MSL 512 (maduros sin lesión con FOV 512); MI 512 (maduros con infosura con FOV 512).

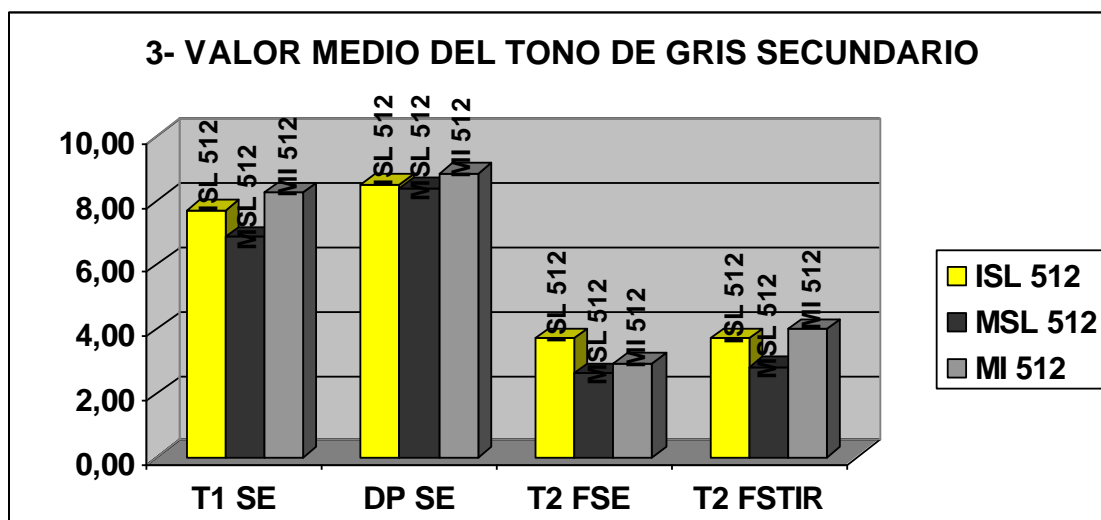


Figura 368. Representación gráfica de la media del tono de gris secundario del cuerpo del corion coronario, para todos los grupos estudiados, en las cuatro potenciaciones vistas: ISL 512 (inmaduros sin lesión con FOV 512); MSL 512 (maduros sin lesión con FOV 512); MI 512 (maduros con infosura con FOV 512).

Cuando comparamos el tono de gris principal o predominante, para los tres grupos en las cuatro potenciaciones, observamos que los valores medios son mucho más altos en T1 SE y DP SE que en las dos variantes de T2, aunque ligeramente superior en DP SE que en T1 SE. Observando en conjunto T2 FSE frente a T2 FSTIR, esta última variante presenta un valor de tono de gris primario algo superior (Figura 367). Para el tono de gris secundario o minoritario, podemos decir exactamente lo mismo, ya que se repite el mismo patrón al comparar en bloque y de forma conjunta el tono en las diferentes potenciaciones estudiadas, con la excepción de los inmaduros sin lesión, que presentan un valor medio idéntico de tono de gris secundario para las dos variantes de T2 (Figura 368).

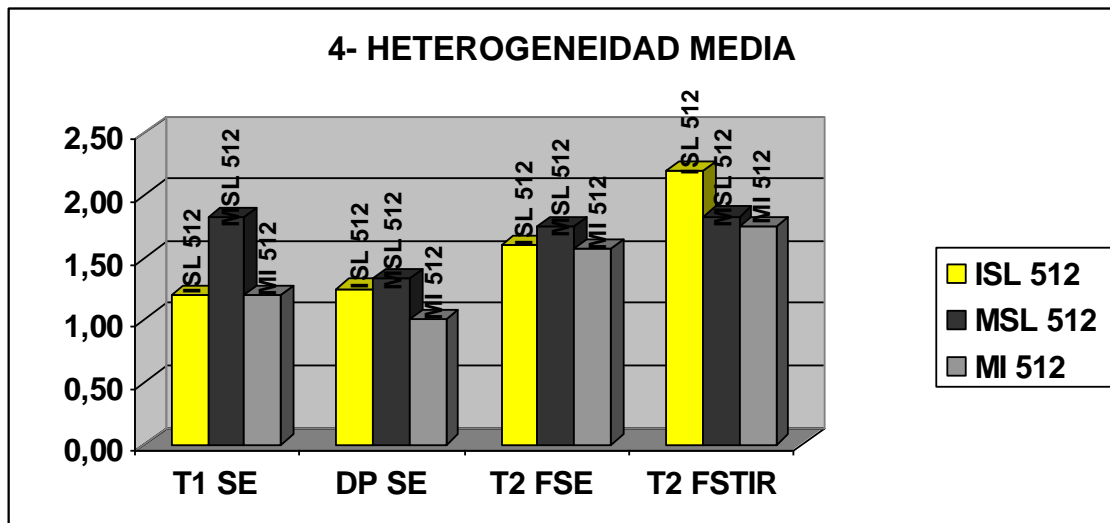


Figura 369. Representación gráfica de la media de la heterogeneidad del cuerpo del corion coronario, para todos los grupos estudiados, en las cuatro potencias vistas: ISL 512 (inmaduros sin lesión con FOV 512); MSL 512 (maduros sin lesión con FOV 512); MI 512 (maduros con infosura con FOV 512).

Aunque si observamos el resultado comparado de la heterogeneidad media por grupos, vemos que en los adultos sin lesión la heterogeneidad en la potenciación T1 SE es similar a la obtenida para las dos variantes de T2; si observamos cada potenciación como un conjunto, vemos que la tendencia es a que las potencias T2 FSE y T2 FSTIR presenten una heterogeneidad en la señal del cuerpo del corion coronario mucho mayor que las potencias T1 SE y DP SE y que, a su vez, la diferencia entre la heterogeneidad de T2 FSE y de T2 FSTIR es relativamente baja, al igual que ocurre con la diferencia de heterogeneidad entre T1 SE y DP SE (Figura 369).

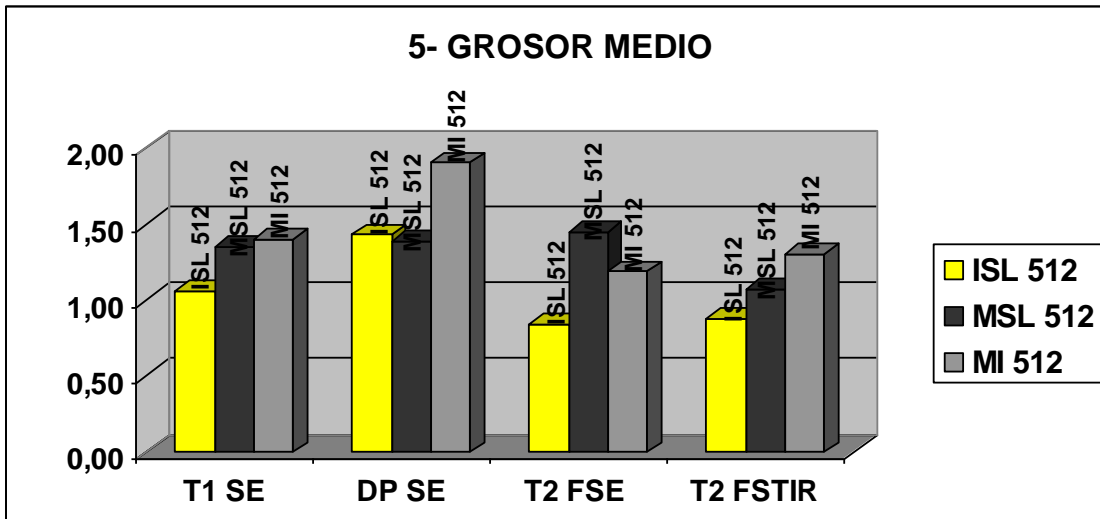


Figura 370. Representación gráfica de la media del grosor medio de las imágenes del cuerpo del corion coronario que presentan textura granular, para todos los grupos estudiados, en las cuatro potenciaciones vistas: ISL 512 (inmaduros sin lesión con FOV 512); MSL 512 (maduros sin lesión con FOV 512); MI 512 (maduros con infosura con FOV 512).

Observando los resultados en bloque por cada potenciación, en DP SE el grosor es superior al del resto de potenciaciones, seguido de T1 SE que presentan un grosor ligeramente inferior, pero superior al de las variantes de T2. Dentro de estas variantes de T2, la tendencia en conjunto no está muy clara y las diferencias se establecen más bien por grupos de animales que en conjunto; no obstante, el grupo de animales maduros sin lesión presenta un grosor muy fiable o repetible en todas las potenciaciones, a excepción de T2 FSTIR donde el resultado es algo menor (Figura 370).

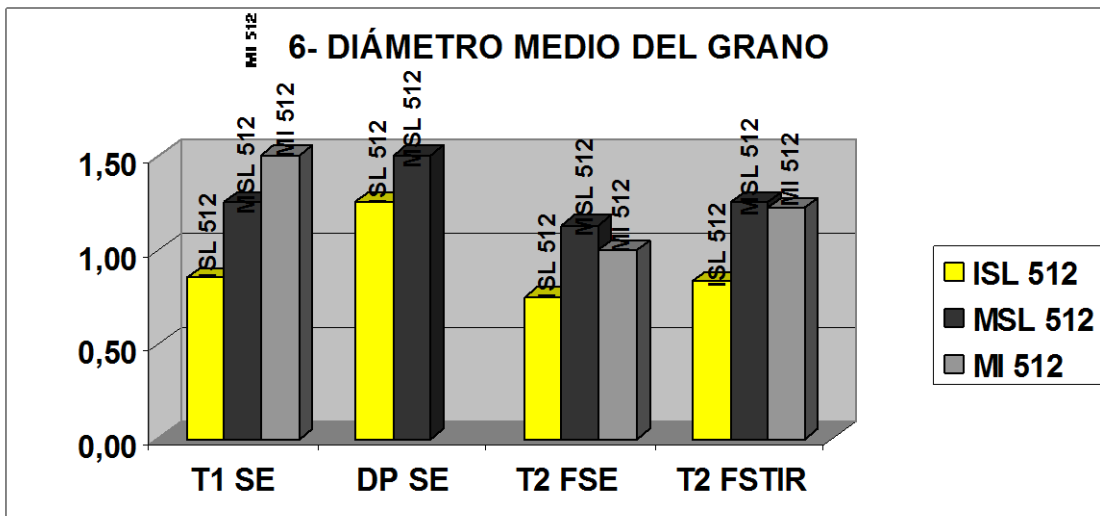


Figura 371. Representación gráfica de la media del diámetro del grano de las imágenes del cuerpo del corion coronario que presentan textura granular, para todos los grupos estudiados, en las

cuatro potenciaciones vistas ISL 512 (inmaduros sin lesión con FOV 512); MSL 512 (maduros sin lesión con FOV 512); MI 512 (maduros con infosura con FOV 512).

El diámetro medio del grano de las imágenes con textura granular no parece tener tendencias claras, cuando lo comparamos en conjunto desde el punto de vista de las diferentes potenciaciones; no obstante, sí parece que, entre las dos variantes de T2, aparece ligeramente superior en T2 FSTIR y que, aunque no tenemos datos para todos los grupos en DP SE, la tendencia es a que el diámetro sea un poco mayor en esta potenciación que en T1 SE y que, a su vez, en estas dos potenciaciones, es levemente superior al de las variantes de T2. Por otra parte, atendiendo a los grupos de animales, el grupo de caballos adultos sin lesión presenta un diámetro similar en todas las potenciaciones, a excepción de DP SE donde presenta un valor más elevado y el margen de diferencia con los datos de las otras potenciaciones es un poco mayor que el existente entre aquellas (Figura 371).

E.2. Análisis estadístico inferencial

Como ya hemos señalado para otras estructuras, el volumen de datos, parámetros estudiados, potenciaciones analizadas, grupos de edad, lesiones, etc., harían interminable la realización de un análisis de varianza (ANOVA) para cada posible comparación entre ellos, con lo que el contraste de hipótesis que nos permita afirmar, con alta probabilidad, la significación estadística o falta de la misma entre los resultados obtenidos, lo reservaremos para aquellos grupos, estructuras y parámetros que consideramos que tienen una mayor trascendencia clínica.

En el caso del cuerpo del corion coronario, al igual que hicimos para el corion perióplico y el periople, hemos estimado, como de mayor significación clínica, la comparación entre los grupos de caballos maduros sin lesión y maduros afectados por la infosura, ambos con FOV 512, para el parámetro de IS medida con la herramienta de Osiris 4.19® que, por otro lado, además, es el parámetro obtenido con un criterio más objetivo.

E.2.1. Maduros sin lesión frente a maduros con infosura

E.2.1.1. T1 SE

Al realizar el ANOVA para las medias de intensidad de señal de estos dos grupos, obtenemos una $p \leq 0,05$, con lo que las diferencias serían estadísticamente significativas; además, al realizar el test de Bartlett, obtenemos una $p \geq 0,05$, con lo que el análisis de varianza resulta apropiado en este caso; en consecuencia, la mayor media de IS del cuerpo del corion coronario de los equinos maduros afectados por la infosura, en relación a los maduros sin lesión, es estadísticamente significativa para esta potenciación.

E.2.1.2. DP SE

Al realizar el ANOVA para las medias de intensidad de señal de estos dos grupos, obtenemos una $p \geq 0,05$, con lo que las diferencias serían no significativas estadísticamente hablando; además, al realizar el test de Bartlett, obtenemos una $p \geq 0,05$, con lo que el análisis de varianza resulta apropiado en este caso; por ello, resulta que la mayor media de IS del cuerpo del corion coronario de los equinos maduros con infosura, en relación a los maduros sin lesión, no es estadísticamente significativa para esta potenciación.

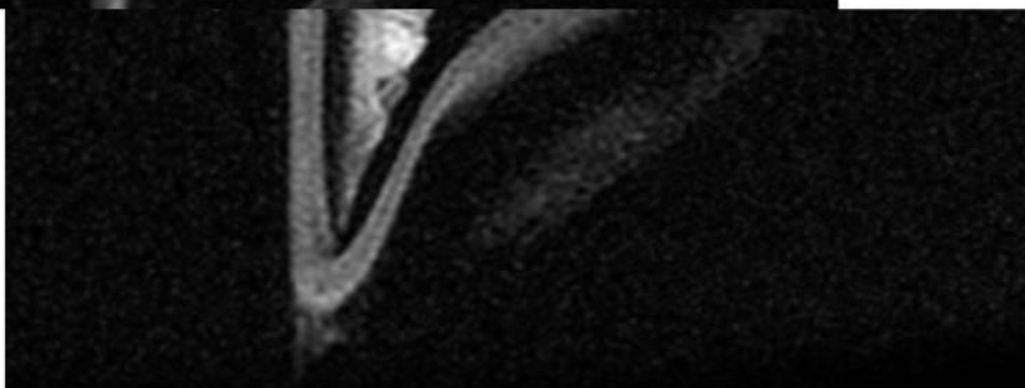
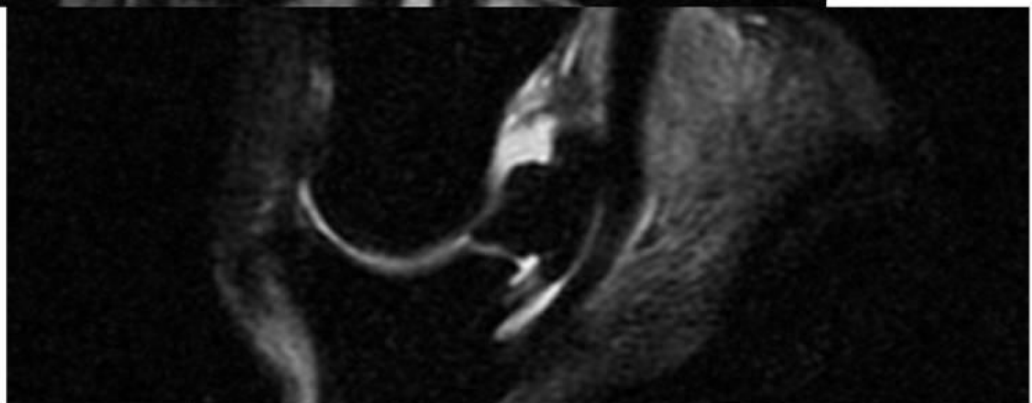
E.2.1.3. T2 FSE

Al realizar el ANOVA para las medias de intensidad de señal de estos dos grupos, obtenemos una $p \geq 0,05$, con lo que las diferencias estadísticas serían no significativas; sin embargo, al realizar el test de Bartlett, obtenemos una $p \leq 0,05$, con lo que el análisis de varianza no resulta apropiado en este caso por falta de homogeneidad entre las varianzas. Por lo tanto, se realiza una prueba de hipótesis no paramétrica, mediante un test de Mann Whitney/Wilcoxon de dos muestras o test de Kruskal-Wallis para dos grupos. En este último test, resulta una $p \geq 0,05$, por lo que se concluye que la mayor media de IS del cuerpo del corion coronario de los equinos maduros con infosura, en relación a los maduros sin lesión, no es estadísticamente significativa para esta potenciación.

E.2.1.4. T2 FSTIR

Al realizar el ANOVA para las medias de intensidad de señal de estos dos grupos, obtenemos una $p \geq 0,05$, con lo que las diferencias serían estadísticamente no significativas; además, al realizar el test de Bartlett, obtenemos una $p \geq 0,05$, con lo que el análisis de varianza resulta apropiado en este caso, por lo que, la mayor media de IS del cuerpo del corion coronario de los equinos maduros afectados por la infosura, en relación a los maduros sin lesión, **no es estadísticamente significativa** para esta potenciación.

DISCUSIÓN



6. DISCUSIÓN

6.1. IRM DEL CONTINENTE

6.1.1. IRM DE LA PIEL Y EL RUIDO

Las tres capas que, según algunos autores, como MONTEIRO-RIVIERE (1993), podemos distinguir histológicamente en la piel en un sentido amplio, que son la epidermis, la dermis y la hipodermis o tejido subcutáneo, hemos visto, según nuestros resultados, que se trasladan a la IRM como tres capas también, que dan lugar a una imagen que podemos calificar como en forma de vía de tren; al aparecer dos capas hiperintensas paralelas separadas por una hipointensa.

Atendiendo a dichos resultados, observamos que la capa externa hiperintensa se continúa con la parte del corion papilar del rodete coronario (Figura 112 y Figura 113); lo que, unido a que presenta un grosor medio aproximado de entre 1 y 1,5 mm según los grupos, en todas las potenciaciones vistas, cifras muy superiores a las 10 a 100 μm de grosor descritas por BRAGULLA y col. (2008) para la epidermis en las zonas con pelo, nos indica que, con alta probabilidad, esta capa externa hiperintensa no se trata de la epidermis, sino de parte de la dermis unida, quizá, a algunas partes, capas o anejos de la epidermis. Esta epidermis, posee una capa córnea más externa que, debido a su naturaleza fuertemente queratinizada, cabe suponer que, al igual que ocurre con el pelo (Figura 114), no dé lugar a una señal diferente del ruido (DENOIX y col., 1996; KLEITER y col., 1999); a esto hay que sumar su escasa entidad, ya que esta capa queratinizada representa un bajo porcentaje del espesor total de la epidermis que, a su vez, representa un bajo porcentaje del espesor del conjunto dermoepidérmico o piel en sentido estricto (BRAGULLA y col., 2008). El resto de estratos epidérmicos (desde el estrato lúcido en profundidad hasta la membrana basal) se interdigitan con la capa más superficial de la dermis o dermis papilar, en la que, además de las fibras de colágeno, elastina y reticulina, existe abundante sustancia fundamental, numerosas células y capilares sanguíneos y linfáticos (ROSS y PAWLINA, 2008); esta mezcla de parte de la epidermis y la capa más superficial de la dermis, atendiendo a su grosor, que es aproximadamente la mitad que el descrito como promedio para las dos capas de la dermis en conjunto (BRAGULLA y col., 2008), sería compatible con la capa hiperintensa más externa de la piel que se observa en las Figura 111, Figura 112 y

Figura 113, que es, en parte, visible a la observación minuciosa de los cortes anatómicos macroscópicos comparados con imágenes de IRM (Figura 114). La capa hipointensa que se sitúa justo debajo, por su localización anatómica y su grosor, por las mismas razones que citamos para la externa, es compatible con la dermis reticular que constituye el almacén de la piel, ya que está formada por numerosas fibras de colágeno que se entrecruzan esencialmente en sentido horizontal, formando haces que se asocian con las fibras elásticas; puesto que las extremidades de los caballos, según los análisis histológicos preliminares realizados en este estudio, parecen carecer de panículo adiposo como tal, probablemente, y aunque no hayamos encontrado en la bibliografía consultada nada al respecto, debido a su alta especialización hacia la eficiencia en la locomoción. Por lo tanto, la hipodermis quedaría aquí reducida a una fina capa de tejido conjuntivo laxo con alto contenido en vasos sanguíneos y linfáticos, lo que sería compatible, por su localización y señal (GILI, 1993), con la línea o capa hiperintensa que se sitúa internamente a la capa hipointensa de la dermis (Figura 114).

El hecho de que las tres capas de la piel no fueran distinguibles en todas las imágenes de la serie de cortes mediante RM, y de que ni siquiera en el corte o cortes de la serie en que se apreciaban, se distinguiera en toda la superficie, con alta probabilidad se debe a que, al ser un órgano superficial, envolvente y adaptado a la superficie de la región a explorar, debido al artefacto de volumen parcial, sus capas se visualizan más nítidamente cuanto mayor es la perpendicularidad del plano de corte de la IRM con respecto a la superficie en un punto dado. El pelo que cubre las extremidades se trata de una estructura de naturaleza fuertemente queratinizada que no dio lugar a ningún tipo de señal apreciable, como era de esperar atendiendo a los resultados de autores previos en relación a otras estructuras también fuertemente queratinizadas y relativamente poco hidratadas, como son las capas más externas de la pared del casco (DENOIX y col., 1996; KLEITER y col., 1999); sin embargo, este pelo o la superficie córnea de la epidermis, sí pueden actuar como lugares de deposición de agua y suciedad, que podrían dar lugar a artefactos como el de susceptibilidad magnética o, simplemente, a una capa de suciedad que genere señal, como comentaremos en apartados posteriores de esta discusión de la piel.

6.1.1.1. IMÁGENES POTENCIADAS EN T1 SE DE LA PIEL Y EL RUIDO

Por las mismas razones que ya hemos comentado: que no en todas las imágenes se puede identificar la piel y que, en las que se identifica, lo común es que ésta no se visualice en todo el perímetro de la estructura explorada, observamos que, en esta potenciación, no en todas las ocasiones encontramos al menos una imagen, dentro de la serie, en que haya una porción en la que se distingan las 3 capas, ni siquiera en todas las ocasiones encontramos una imagen en la que se pueda discriminar, seleccionar y valorar únicamente la capa externa hiperintensa; no obstante, aparte de influir factores dependientes de la dirección del plano de corte que afectan a la perpendicularidad en relación a la superficie, la imagen también se verá afectada por factores intrínsecos de la secuencia de potenciación, que influyan en la resolución y la IS de cada capa; es por eso, que, en esta potenciación, en relación a las otras vistas, los resultados indican que, junto con la DP SE, es una de las que proporciona una mayor frecuencia de imágenes aptas para la valoración de la piel; esta mayor nitidez de las imágenes T1 SE, con mayor grado de definición anatómica, probablemente derive del mayor contraste o diferencia entre la IS de las diferentes estructuras anatómicas, en relación con las potenciaciones T2; es decir, se debe a una mayor diferenciación de los distintos tejidos en cuanto a la concentración, distribución y naturaleza de moléculas de diferentes tamaños, polaridad y carga, que la diferencia o diversidad que presentan los mismos en relación a la proporción de agua libre. Esto conduciría a que hubiera una mayor gradación y variedad en la cantidad de tonos de gris en las imágenes T1 SE que en las potenciadas en T2 (GILI, 1993; COUSSEMENT 2000), como se observa en este trabajo, lo que, indirectamente, ayuda a identificar un mayor número de estructuras y sus límites anatómicos, por lo que, una consecuencia lógica es una mayor frecuencia de imágenes aptas para la valoración de las capas de la piel, como, efectivamente, se ha comprobado en este estudio (Figura 116).

El hecho de que haya una proporción mucho mayor de series aptas, para la valoración de la imagen, entre aquellas con un mayor FOV y matriz (Figura 116 y Figura 117), se ve influenciado, con toda probabilidad, por el hecho de que las series con menor matriz gozan, por definición, de una menor resolución; además, la disminución del FOV, aunque compensa en cierto grado la disminución de la resolución, también disminuye el tamaño real de la imagen (HELMS y col., 2011; GILI, 1993;

COUSSEMENT, 2000), con lo que resulta más difícil delimitar, para su estudio, cualquier estructura, mucho más si se trata de capas de escaso grosor como son las que nos ocupan; a esto hay que sumar que, en este estudio, la inmensa mayoría de las series de FOV 256 eran localizadores que, en general, poseen un menor número de imágenes por serie y en los que el TE y TR se ajustan buscando una obtención rápida de las imágenes, para luego poder programar otras series de mayor calidad sobre éstas; por todo ello, el mayor porcentaje de series no aptas para valorar la piel, con este ancho de ventana, es lógico y comprensible. Por otra parte, podemos dar la vuelta a este dato y decir que, incluso en las series de baja resolución y escaso número de imágenes que se utilizan como localizadores, podemos encontrar un porcentaje de imágenes en que se puede valorar este órgano que asciende casi al 44%.

6.1.1.1.A. CAPA EXTERNA

El menor FOV y la menor matriz de obtención de algunos grupos de imágenes hacen que, además de aumentar el artefacto de volumen parcial, la delimitación del área a estudiar sea mucho menos precisa; esto, unido a que los parámetros de obtención de estas imágenes, como ya se ha dicho, se ajustaron principalmente para obtener una imagen de localización de estructuras lo más rápido posible, probablemente, explica que la media de la señal, del área estudiada de esta capa, sea menor en relación a los mismos grupos con una matriz de obtención y un FOV mayores (Figura 119). En relación al hecho de que los neonatos tengan una menor intensidad de señal que los adultos, en los datos obtenidos con un FOV de 256 y una matriz 256: 0, 0, 128 (Figura 120), es lógico pensar que, al igual que ocurre en la especie humana (SILVERTHORN y col., 2008), en los equinos existan diferencias en la proporción de agua de los tejidos según la edad, siendo mayor, en general, cuanto más joven es el individuo. Esta mayor hidratación en el individuo joven se traducirá, obligatoriamente, en un aumento de la proporción de agua libre, de la de agua ligada a moléculas o de ambas, y esto, a su vez, debería alterar la IS de las diferentes potenciaciones básicas en relación al adulto (GILI, 1993). Si aumenta el agua ligada a moléculas, la IS debería aumentar en relación al adulto en T1 SE, hecho que se debería ver potenciado, además, por la mayor concentración de moléculas relacionadas con el mayor metabolismo asociado a los animales jóvenes; sin embargo, nosotros hemos obtenido una menor IS para este tejido en neonatos que en adultos, lo que podría achacarse a que esta mayor hidratación se habría traducido más en un aumento de la proporción de agua libre que en un aumento en la proporción de

agua ligada, lo que bajaría la IS detectada en esta potenciación (GILI, 1993); también podría haber influido la concentración de glándulas sebáceas o el mayor o menor contenido dentro de éstas, ya que en T1 SE las moléculas lipídicas generan una alta IS (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), pero no hemos encontrado nada en la bibliografía que indique diferencias al respecto. En cualquier caso, este es un dato que difícilmente podemos entrar a valorar, puesto que el número de áreas estudiadas, en este último grupo, es muy escaso.

Por otro lado, el hecho de que los potrillos, tanto con lesiones como sin ellas, destaquen ampliamente sobre el resto de los grupos, en cuanto al valor de la intensidad de señal de la capa externa (Figura 121; gráfica 1), sería lógico basándonos en el mismo razonamiento que el aplicado para los neonatos, asumiendo que sus tejidos están más hidratados, menos organizados y con un mayor metabolismo, y que esa hidratación se traduce, no sólo en más agua libre, sino también en más agua ligada. No obstante, ya vimos que los neonatos, en nuestro estudio, tenían una media de intensidad de señal más parecida a la de los adultos que a la de los potrillos, y lo que no podemos hacer es aplicar el mismo razonamiento pero en sentido contrario en uno y otro grupo, por lo que, la causa de esta disparidad debe ser otra. Este resultado contradictorio, además de por un sesgo debido al escaso número de muestras, podría verse influenciado por que, en las series estudiadas de neonatos, los cortes se realizaron con un menor grosor que en las de los adultos y potrillos, 4mm frente a 5mm, debido al menor tamaño de las estructuras, y esto sabemos que disminuye la energía liberada por el vóxel, ya que reduce el tamaño del mismo (HELMS y col., 2011). Además, al ser las estructuras más pequeñas que en los adultos y los potrillos, la delimitación del área a estudiar siempre sufre de un mayor error, con lo que, al estar delimitada esta capa por ruido externamente y por otra capa hipointensa, en relación a ella, internamente, la tendencia del error de selección de área es a disminuir la media de intensidad de señal emitida.

La intensidad de señal de esta capa, valorada de forma subjetiva mediante la escala de grises, dio lugar a los resultados representados en las gráficas 2 y 3 de la Figura 121, que poseen una significativa correlación con las intensidades de señal medidas con la herramienta de Osiris 4.19®, lo que no indica otra cosa nada más que, efectivamente, una mayor IS recogida por la antena da lugar a un tono de gris más claro en la imagen de la pantalla. El que en todos los grupos, cuanto mayor sea el valor del gris primario, mayor es el del secundario, simplemente indica que, cuando la capa tiene

una mayor IS, tanto el gris predominante como el minoritario son más altos y viceversa. La mayor heterogeneidad que presentan los grupos con alteraciones a nivel de la piel (gráfica 4, Figura 121) es la consecuencia lógica de una pérdida de homogeneidad de esta capa frente a los cambios anatómicos, fisicoquímicos o ambos, que derivan normalmente de una lesión. El mayor grosor obtenido para esta capa a partir de las imágenes con un menor FOV (gráfica 5, Figura 121) no tiene sentido ya que éste, teóricamente, debería variar en función de otros factores, tales como el grupo de edad o la existencia de lesión; sin embargo, podría explicarse por un mayor error de medida derivado del mayor tamaño del vóxel y, por lo tanto, de la menor resolución, unido al menor tamaño global de las imágenes con un FOV de 256; esto podría estar relacionado con el hecho de que, en este estudio, hemos detectado que la herramienta de Osiris 4.19® tiene unos límites en su precisión de medida que hacen que, en muchas ocasiones, y dependiendo de la imagen y sobre todo del valor de la matriz y el FOV, no permita graduar de 0,1 en 0,1 mm, sino que salte directamente de dos en dos o de tres en tres de estas subunidades; además, no siempre la herramienta “Line Calliper” permite que la medición sea totalmente perpendicular a la superficie de la piel en ese punto, con lo que se añade otro margen de error más a los datos recogidos en este trabajo. Los resultados reflejados en la gráfica 6 de la Figura 121, que muestran que los dos grupos que más destacan por un mayor diámetro del grano son los de las imágenes con FOV 256, pueden deberse a que la menor matriz de adquisición hace que el vóxel tenga un mayor tamaño, y esto, a causa de que la energía de la unidad de volumen se recoge, procesa y refleja en la imagen bidimensional de forma unitaria (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000; LÓPEZ-POVEDA, 2006), podría reflejarse en un mayor tamaño del grano en la imagen bidimensional. Por último, el hecho de que en casi todos los casos la textura se perciba subjetivamente como granular, podría derivar también de la captación de la información a partir de vóxeles, dentro de los que la IS es homogénea, pero que pueden diferir de la IS del vóxel de al lado, lo que, en un tejido no muy homogéneo en la señal generada, puede conducir a esta imagen de textura granulada antes que a otra de aspecto algodonoso o completamente lisa (gráfica 7, Figura 121).

6.1.1.1.B. CAPA MEDIA

El menor valor de IS de la capa media respecto a la capa externa (gráfica 1 de la Figura 121 y gráfica 1 de la Figura 125) era esperable, ya que, a la simple observación, ya se aprecia la hipointensidad de la primera en relación a la segunda, lo que coincide

con el hecho de que la capa interna de la dermis posea una estructura menos celular y más fibrosa y organizada (ROSS y PAWLINA, 2008) ya que, aunque para algunos autores (PARK y col., 1987) el tejido conjuntivo fibroso, considerado en su conjunto, daría lugar a tonos grises, es decir, a una intensidad de señal intermedia, para otros, sin embargo, la estructura helicoidal del tropocolágeno y su fuerte unión a las moléculas de agua impedirían la movilidad de los iones de hidrógeno, con lo que, debido a la fuerte interacción bipolar entre estos protones y el colágeno altamente ordenado, la señal producida sería baja (HELMS y col., 2011). En cualquier caso, la mayor parte de los autores coinciden en que otras estructuras compuestas principalmente de fibras de colágeno fuertemente ordenadas, como los tendones y ligamentos, dan lugar, en general, a una baja intensidad de señal en T1 SE (PARK y col., 1987; CRASS y col., 1992; MARTINELLI y col., 1996; DENOIX y col., 1996; RUOHONIEMI y col., 1997; MARTINELLI y col., 1997; KLEITER y col., 1999; KOTANI y col., 1999; LATORRE y col., 2006). Esta capa interna y fibrosa de la dermis, por lo tanto, al estar compuesta principalmente por tejido conjuntivo denso, sería compatible con la baja IS obtenida en nuestro estudio para la capa media; no obstante, el tejido conjuntivo denso de tendones y ligamentos se clasifica como tejido conjuntivo denso orientado, porque sus fibras se disponen regularmente de forma paralela, sin embargo, el tejido conjuntivo denso de esta capa de la dermis se clasifica como tejido conjuntivo denso no orientado, por no ordenarse regularmente de esta manera (GÓMEZ y CAMPOS, 2009), lo que podría llevar a la aparición de diferencias en la IS obtenida. Por otra parte, el hecho de que los diferentes grupos tengan una relación de intensidad de señal similar entre esta capa y la externa es más difícil de interpretar (gráfica 1, Figura 121 y gráfica 1, Figura 125), ya que eso indica, o bien que hay una relación más o menos constante entre la capa interna y la media para los animales de diferentes edades, incluso con alteraciones a nivel de la piel como el edema o la inflamación, o bien que, debido al efecto de volumen parcial, siempre hay una cierta contaminación de una capa con la otra cuando se selecciona un área de estudio, y si la capa media tuviera siempre una intensidad despreciable o muy baja, la contaminación con parte de la externa haría que los resultados se mostraran de esta manera; sin embargo, esta supuesta contaminación también se produciría desde la capa interna de la piel, lo que hay que introducir como un posible efecto de distorsión en esta última posibilidad. En cualquier caso, ambas situaciones, teóricamente, podrían darse juntas o por separado. En la valoración de la intensidad de señal a través de los tonos de gris observados (gráficas 2 y 3, Figura 125), vemos que, a diferencia de la capa

externa, aquí no en todos los grupos se cumple la relación de que a mayor gris principal o predominante mayor tono de gris secundario o minoritario. En el grupo de potrillos con edema por fractura, el gris secundario o minoritario tiene una menor intensidad de señal que el gris predominante, lo que quiere decir que, de los tonos de gris de esta estructura, el que más superficie ocupa es el más intenso; esto no es lo esperable en una estructura hipointensa, ya que lo lógico es que predomine el gris de menor tono y que, en pequeñas áreas, el tono pueda elevarse un poco por contaminación con estructuras adyacentes o por la aparición de otras más pequeñas, como vasos sanguíneos, dentro de la capa.

Cuando analizamos la observación subjetiva de la heterogeneidad (gráfica 4, Figura 125), vemos que, mientras en la capa externa la mayor heterogeneidad se da en los grupos con lesión a ese nivel, en la capa media, los potrillos con fractura vuelven a romper la tendencia. Esto podría deberse a que, debido a la magnitud de esta lesión, llegue un punto en que, en lugar de aumentar la heterogeneidad, las alteraciones que se producen sean tan intensas que homogenicen la intensidad de señal del área. En la gráfica 5, al igual que ocurría en la capa externa, los dos grupos, cuyas imágenes se obtuvieron con una menor matriz de adquisición y un menor FOV, dieron lugar a unas mediciones de grosor mucho mayores que las de las imágenes con mayor matriz, resolución y FOV, circunstancia que nosotros creemos que podría explicarse por las mismas razones expuestas para la capa externa. En los grupos con FOV 512, el grosor, en relación con la capa externa, es muy similar al de ésta, aunque, en general, se observa ligeramente menor cuando se mide en la IRM; es decir, también estaríamos hablando de unos grosores aproximados que varían entre algo menos de 1 mm y casi 1,5 mm, lo que sería compatible con el hecho de que algunos autores le asignen la mitad de grosor promedio que a la dermis del equino y con que, sumado este al grosor obtenido en nuestro trabajo para la capa externa, nos de una cifra muy aproximada al grosor total promedio, asignado por esos mismos autores, a la suma de la capa celular y la capa fibrosa de la dermis (BRAGULLA y col., 2008); sin embargo, ROSS y PAWLINA (2008), cuando hablan del grosor de las dos capas de la dermis, afirman que, aunque el grosor de la capa reticular varía siempre, ésta es bastante más gruesa que la papilar, lo que no coincide con nuestros resultados, según los que, tanto en la IRM como en las disecciones que hemos realizado en piezas anatómicas, tiene un grosor similar o incluso ligeramente superior la papilar. No obstante, con estos datos en la mano, nos atrevemos

a afirmar, como ya hemos adelantado al principio de este apartado de la piel, que, con una alta probabilidad, esta capa hipointensa, observada en la IRM de la piel en las imágenes potenciadas en T1 SE, se correspondería con la capa fibrosa o interna de la dermis. En cuanto al diámetro del grano en las áreas con textura granular, el que siga un patrón de tamaño, en función del grupo de edad y de la lesión en la zona, muy similar al de la capa externa, aunque ligeramente menor (gráfica 6, Figura 125), probablemente sea por las mismas razones expuestas en aquella. Por último, que en esta capa media, al igual que en la externa, todos los grupos presentaran, en un 100% de los casos, una textura o aspecto granular de la misma, con la excepción de los adultos sin lesión que presentaban un pequeño porcentaje de casos en que el aspecto o textura se clasificó como algodonoso, creemos que podría tener la misma causa que en el caso de la capa externa de la dermis (Figura 125, gráfica 7).

6.1.1.1.C. CAPA INTERNA

Que la capa interna sea la más difícil de evaluar y el que no en todas las imágenes aptas para la valoración y el estudio de la capa externa y media se pueda valorar la capa interna (Figura 127), a nuestro modo de ver, podría deberse a que, a diferencia de las anteriores, su límite interno lo forman estructuras diversas, que unas veces tienen una intensidad de señal muy diferente a la capa interna, facilitando un buen contraste, y otras no tanto, dificultando la identificación y delimitación de la misma. Esta capa, tras la observación y comparación de las imágenes de IRM con los cortes anatómicos, se correspondería, como ya se ha dicho, con el tejido subcutáneo o hipodermis que, a nivel de la extremidad, al carecer de pánículo adiposo como tal, estaría fundamentalmente formada por tejido conjuntivo laxo con más o menos vasos y nervios superficiales según la zona (RUIZ, 2002). De la IRM del tejido conjuntivo laxo, no encontramos en la bibliografía referencias directas a la imagen general que genera en las diferentes potenciaciones básicas, aunque encontramos autores que afirman que el tejido conectivo, en general, da lugar a imágenes con variables grados de gris dependiendo de su proporción de agua y de su vascularización (KLEITER y col., 1999), lo que concuerda con nuestros resultados en T1 SE, ya que da lugar a un tono de gris más o menos intenso según la zona, pero que es hiperintenso en relación con la capa fibrosa de la dermis.

Basándonos en la estructura macroscópica e histológica de la piel, hemos concluido que la capa interna de la IRM representa, casi con total probabilidad, el tejido subcutáneo de la extremidad equina (Figura 114); además, en dicha extremidad, este tejido subcutáneo está formado, cuando no existe tejido adiposo en la zona, fundamentalmente por tejido conjuntivo laxo y vasos sanguíneos (RUIZ, 2002) y, ante afecciones que cursen con extravasación de líquidos en la región, como edemas por decúbito o por fractura, es esta capa, sobre la que se puede observar macroscópicamente dicho edema; es decir, que sufre tales alteraciones o modificaciones que, sólo mediante su observación, se puede diagnosticar esta alteración (PACHECO, 2004). Esto se ha visto reflejado en nuestros resultados con una mayor IS en esta capa, en T1 SE, en los grupos con lesiones que afectaban a la piel (Figura 129, gráfica 1), con tonos más claros de gris, tanto primario como secundario, lo que es una consecuencia lógica de la observación subjetiva de una mayor IS (Figura 129, gráfica 2 y 3); igualmente se ha reflejado en que la heterogeneidad de la IS también fue ligeramente superior (Figura 129, gráfica 4) y, sobre todo, en que el grosor de esta capa era mucho mayor, y muy superior al grosor de la capa externa o media para estos mismos grupos con edema inflamatorio o por decúbito (Figura 129, gráficas 5). Parece ser que el grosor de las capas externa y media se veía más influenciado por la resolución y el tamaño del vóxel que por el grupo de edad o la lesión en piel, ya que son mucho mayores en las imágenes con FOV 256; sin embargo, en la capa interna, el grosor se ve influenciado drásticamente por la existencia de edema por decúbito o por traumatismo, lo que es lógico si pensamos que es en el tejido subcutáneo donde hay una mayor acumulación de líquidos y células extravasadas en estos procesos, lo que aumenta el grosor y cambia la composición de esta capa (PACHECO, 2004).

En cuanto al mayor diámetro del grano para las imágenes con FOV 256, la posible causa, a nuestro modo de ver, sería la misma expuesta para las otras capas, ya que es lógico pensar que a mayor tamaño del vóxel, mayor tamaño del grano (gráficas número 6 de las Figura 121, Figura 125 y Figura 129).

A la vista de la observación y análisis, objetivo y subjetivo, presentados en nuestros resultados a partir de las imágenes obtenidas en este trabajo, como ya hemos señalado, la capa interna o tejido subcutáneo, en general, es la más difícil de detectar y discriminar y, debido a su tenue entidad en algunas zonas, es, de las tres, la que más afectada se ve por el artefacto de volumen parcial o promedio; esto, nosotros lo

achacamos a que, en multitud de ocasiones, la IS de la estructura que la delimita internamente podría ser similar a la suya, o incluso, si la estructura que la delimita internamente presenta una IS muy distinta pero se trata de una capa muy fina, como puede ser la fascia superficial en algunas localizaciones, el artefacto de volumen parcial podría difuminar esta fascia y, si la estructura que está por debajo presenta una IS similar al subcutáneo, tendríamos el mismo problema.

Por último, el que en esta capa interna, al igual que en la externa y la media, todos los grupos presentaran, en un 100% de los casos, una textura o aspecto granular de la misma (Figura 129, gráfica 7), creemos que podría tener la misma causa que en el caso de las capas externa y media de la dermis.

6.1.1.1.D. RUIDO

El ruido es un concepto relacionado con la disipación de la señal de las estructuras exploradas, que se asocia íntimamente con campo eléctrico y la potencia disipada por la resistencia del mismo (LÓPEZ 2006). El aire, en circunstancias ideales, no debería dar señal alguna (GILI, 1993; LÓPEZ 2006); sin embargo, el proceso de obtención de imágenes no se produce en un sistema perfecto o ideal (LÓPEZ 2006), por lo que, en todas las imágenes, se recoge una mayor o menor IS proveniente del mismo (Figura 130). La señal recogida a partir de las zonas de aire no se puede considerar como la cuantificación precisa del ruido propiamente, pero sí que es un indicador íntimamente relacionado con el poder de distorsión del mismo (GUDBJARTSSON y PATZ, 1995) y, en este trabajo, asumiendo esta imprecisión, nos referiremos a ella como valor del ruido, con el fin de facilitar el análisis y la interpretación de los datos.

El hecho de que, en nuestros resultados, se observe que en las imágenes con un mayor FOV y matriz hay más ruido, que se aprecia también de forma subjetiva en los tonos de gris principal y secundario, además de ir acompañado de una mayor heterogeneidad (Figura 132), no se puede explicar sino por razones técnicas, relacionadas con los parámetros de obtención de la imagen. Resulta llamativo que las imágenes programadas para obtener unas referencias anatómicas rápidas con baja resolución, como son las potenciadas en T1 SE con FOV 256, tengan menos ruido que aquellas programadas para obtener una mayor resolución y contraste anatómico; esto podría estar relacionado con que, al tener un vóxel de menor tamaño con un FOV 512, se necesita un mayor número de adquisiciones o repeticiones del proceso para que la

señal que emita dicho vóxel sea perceptible en un tejido con una señal en T1 media o baja (HELMS y col., 2011), es decir, tiene un tiempo T1 medio o largo (GILI, 1993); por lo tanto, al aumentar el número de adquisiciones para obtener la imagen, también la señal parásita emitida por el aire podría incrementarse, lo que es compatible con los resultados obtenidos en este trabajo.

6.1.1.1.E. OTRAS OBSERVACIONES SOBRE LAS IMÁGENES POTENCIADAS EN T1 SE DE LA PIEL

La cuarta capa, observada en algunas ocasiones rodeando la capa externa, que representaría (Figura 133), a su vez, la señal emitida por la dermis papilar con algún componente de la epidermis, en realidad, podríamos decir que son dos capas, una hipointensa adyacente a dicha capa externa, que a la observación subjetiva presenta una señal indiferenciable de la del aire, y otra exterior a esta última, más fina que la capa externa de la piel y con un poco menos de IS que ésta, también a la observación subjetiva. Esto sería compatible con la existencia de suciedad con cierto grado de hidratación, o más o menos desecada, depositada sobre el pelo del animal, que diera lugar a una cierta IS, debido a las moléculas polarizadas de tamaño intermedio y al agua ligada allí presentes (GILI, 1993). Esta suciedad se depositaría sobre la superficie, dando lugar a la IS observada en la periferia, y bajo ella se encontraría una capa de aire aislante de la humedad y el frío y la porción más próxima a la epidermis del tallo del pelo, que daría soporte a esta capa de aire aislante (CAMPBELL y REECE, 2007); este aire, junto con el tallo seco y limpio del pelo, no daría lugar a una señal diferente a la del aire (GILI, 1993; DENOIX y col., 1996; KLEITER y col., 1999). Que esta cuarta capa también sea visible, en ocasiones, en neonatos es compatible con lo expuesto anteriormente (Figura 134), y que lo haga con mayor claridad o entidad podría deberse a que, en estos animales, los restos del líquido amniótico y otras sustancias y detritus que se acumulan sobre su piel y pelo en el momento del parto, podrían potenciar la IS de esa cuarta capa, sobre todo si hay cierta cantidad de agua o humedad que aumente el agua ligada (GILI, 1993) en la superficie de dicho pelo; además, incluso, aunque llueva alguna vez sobre el recién nacido, dependiendo de la intensidad de las precipitaciones, puede que parte de estos materiales consecuentes al parto no se laven por completo, al contrario, puede que lo que se consiga es que se desplacen a localizaciones más declives del animal, como es la parte distal de las extremidades, donde se ha observado en nuestro estudio, con lo que se podría potenciar aún más la IS de esta cuarta o falsa capa

de la piel, como hemos visto en el grupo de neonatos en este trabajo. Hay imágenes de neonatos en las que esta cuarta capa es tan nítida, que es necesario comparar planos distintos de la misma región con el fin de no confundirla con la externa de la piel propiamente dicha (Figura 135 y Figura 136). No obstante, estas afirmaciones necesitarían de un estudio reglado, a mayores, dirigido a demostrar este extremo de forma concreta.

El engrosamiento progresivo de las capas externa y media, observado en sentido proximodistal en la cuartilla (Figura 134), y que, por lo tanto, según nuestros resultados, correspondería principalmente a un engrosamiento de la dermis, coincide con lo señalado por otros autores en relación a la histología de la piel del caballo (VOLKERING, 2009); sin embargo, el hecho de que la capa externa, que nosotros hemos identificado principalmente como la capa papilar de la dermis, sufra un engrosamiento en dirección distal mayor que el que sufre la capa media, que nosotros asociamos, por nuestros resultados, a la capa reticular de la dermis, no coincide con lo señalado por algunos autores que afirman que, histológicamente, la capa reticular es de grosor variable pero siempre bastante mayor que la papilar (ROSS y PAWLINA, 2008). Esto podría deberse, bien a que los límites entre estas capas se hubieran situado en distinto lugar desde el punto de vista histológico, en relación al punto de vista de la IRM, cosa poco probable dada la sensibilidad de la IRM a los cambios histológicos y bioquímicos de los tejidos (GILI, 1993, FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2007, 2009 y 2014), bien a que el artefacto de volumen parcial influyera subjetivando, a mayores, la medición del grosor de la capa externa sobre la media, al solapar parte de la IS de la primera sobre la zona de muy baja señal de la segunda (VILAR, 1991), o bien, simplemente, a que en el caballo, en esta región, las proporciones entre los grosores de las dermis papilar y reticular no sean las mismas que las descritas, con carácter general, por ROSS y PAWLINA (2008). El desdoblamiento de la capa externa en la zona inmediatamente proximal al corion coronario, que se observa claramente en el lado izquierdo de la Figura 134, no lo hemos encontrado descrito en la bibliografía consultada, ni en la histología de la piel ni en lo referido a la IRM pero, atendiendo a la sensibilidad que tiene la IRM, con carácter general, para las variaciones histológicas y bioquímicas de los tejidos (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000; FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2007, 2009 y 2014), debería existir una base histoquímica, en esa región del neonato, que sustente esa visión bicapa con mayor IS en la subcapa externa.

Las diferencias que también hemos detectado en otras localizaciones, en cuanto al grosor de las capas de la piel de animales sanos, sobre todo en la capa externa (Figura 141), en mayor medida entre las caras dorsales y palmares o plantares de carpo y cuartilla (Figura 140 y Figura 141), concuerdan con estudios histológicos previos que indican que el grosor de la dermis en caballos sanos varía de unas regiones a otras, siendo mayor en las zonas dorsales que en las palmares o plantares y haciéndose mayor distalmente (VOLKERING, 2009).

En los estudios de cortes transversales, es donde hemos encontrado un mayor número de imágenes en las que se podía valorar las capas de la piel, probablemente debido a que el plano transversal, en principio, se dispone perpendicularmente al plano que forman las capas de la piel, lo que disminuiría el artefacto de volumen promedio y facilitaría la valoración de este órgano. En la Figura 137, observamos que las capas de la piel se pueden valorar en gran parte del perímetro y, además, podemos ver también como se relacionan estas capas con el anejo cutáneo denominado espejuelo. Es interesante también observar, en esta figura, cómo el aire da lugar a señal y cómo pueden aparecer ciertas zonas con ausencia total de señal que, por definición, no podrían existir (LÓPEZ, 2006) y que, probablemente, provengan de un artefacto originado por los cálculos matemáticos que generan la imagen en el aparato de IRM.

La capa media o de baja intensidad de la piel, dependiendo de su localización, en ocasiones, es muy difícil de distinguir de otras zonas adyacentes, también de baja intensidad, ya que el tejido conjuntivo laxo subcutáneo que da lugar, según nuestros resultados, a la capa interna hiperintensa de la piel, en esos lugares, tiene muy poca entidad, con lo que es difícil de ver y, por lo tanto, la capa media es muy difícil de delimitar de estructuras como el TFDS (completo la primera vez) a la altura de la cuartilla (Figura 138); sin embargo, incluso aquí, dependiendo de si el plano de corte se sitúa justo en el centro (más cercano al eje de la extremidad) o se desplaza lateral o medialmente, podemos encontrar imágenes en que estén bien delimitadas las tres capas de la piel (Figura 139); esto podría ser debido al efecto distorsionador del mayor o menor grosor de la mánica flexoria, presente según la localización exacta del corte en ese plano.

Probablemente, debido a esta escasa entidad del tejido conjuntivo laxo subcutáneo en algunos lugares de la extremidad, y a la diferente proporción de vasos y nervios

presentes en él según localización, junto con la coincidencia de que la estructura adyacente más interna sea hipointensa, se produzca un efecto distorsionador también a nivel de la parte dorsal de la cuartilla, de manera que, lo habitual en nuestro estudio es que no se diferencie la capa hipointensa o media de la piel del tendón extensor digital común y que sólo se discrimine la capa hiperintensa externa. No obstante, en algunas ocasiones, se puede discriminar el tendón extensor digital común de las tres capas de la piel (Figura 140).

Que en el momento de seleccionar las áreas de estudio de las diferentes capas de la piel, en el animal sano, estuviera mejor definida en la mayoría de las ocasiones y, por lo tanto, se delimitara mejor, la capa externa hiperintensa que las otras dos, seguramente derive de que el aire y la capa media dan lugar a un mejor contraste que el que tienen las otras dos capas en sus límites, no obstante, a esto pudiera sumarse el hecho de que la capa papilar de la dermis generara una IS más alta y homogénea que el tejido subcutáneo, lo que, de hecho, concuerda con los datos que hemos obtenido en nuestros resultados. En los neonatos, en los que se distinguían las tres capas con el mismo orden, en las series de cortes transversales, se observaba que había un menor número de cortes en los que se distinguieran con claridad y que, en cada uno de estos cortes, el porcentaje de perímetro en que es posible distinguirlas también parecía ser menor que en los adultos; además, en este grupo de edad, el contraste entre la capa media y las otras dos disminuía si los comparábamos con los adultos (Figura 146). Todo esto podría derivar de un mayor efecto de volumen parcial que mezclara la IS de las tres capas, al ser el vóxel más grande en relación al tamaño de las estructuras anatómicas de un neonato que en relación a las de un adulto, o bien, podría derivar de una menor organización y de una mayor hidratación, con mayor proporción de agua ligada en la capa reticular de la dermis del neonato, en relación con la del adulto, y también, como no, podría derivar de una combinación de las dos razones expuestas.

En los casos de edema inflamatorio, se observa el engrosamiento consecuente al proceso principalmente en el tejido conjuntivo subcutáneo y no en la dermis reticular (PACHECO, 2004), lo que es lógico si pensamos en la estructura fibrosa densa de esta última capa (ROSS y PAWLINA, 2008), que dificultaría la acumulación de líquidos y células que sí se da en el subcutáneo. Esta capa reticular de la dermis, debido a su naturaleza, puede que actúe de presa o cortafuegos, conteniendo los líquidos extravasados en el subcutáneo, lo que favorecería que, incluso en los potrillos con

edema inflamatorio por fractura, las tres capas fueran apreciables gracias a que la capa media conservó su hipointensidad (Figura 143); sin embargo, paradójicamente, en el análisis de las imágenes del potrillo con fractura, aunque la capa media seguía siendo hipointensa en relación a la externa, a la observación subjetiva (Figura 143 y Figura 144), eso sí, con un grado de diferencia de intensidad menor que en extremidades sin lesión, y más si se compara con las de los caballos adultos, cuando se analizaron los resultados numéricos, se observó que, paradójicamente, la capa media hipointensa presentaba una media de intensidad mayor que la externa. Esto puede deberse a que, al delimitarla internamente mediante la herramienta de selección de área de Osiris 4.19®, inevitablemente, se incluyan vóxeles de la zona adyacente inflamada o, al menos, vóxeles con artefacto de volumen parcial entre las dos capas, estos tendrían un altísimo valor de intensidad de píxel, con lo que se elevaría la media y aumentaría el valor de la desviación estándar, como ocurre en la práctica, sin que esto signifique realmente que esta capa media posea una mayor intensidad de señal que la externa.

Esta imagen tricapa de la piel también se mantuvo en los casos de adultos con edema por decúbito, probablemente por la misma razón que en el caso anterior; sin embargo, los valores medios de intensidad de la capa media hipointensa se mantuvieron dentro de lo esperado, lo que, por otro lado, es lógico ya que las alteraciones debidas al edema por decúbito, en T1 SE, dan lugar a una intensidad de señal mucho menor que la inflamación y el sangrado de una fractura, con lo que los píxeles englobados erróneamente dentro del ROI (Region of Interest o área seleccionada) de la capa media o hipointensa no deberían elevar, en gran medida, la media de IS de esta capa, por encima de lo que la elevarían los píxeles englobados erróneamente en el ROI de una extremidad sin lesión (Figura 142).

6.1.1.2. IMÁGENES POTENCIADAS EN DP SE DE LA PIEL Y EL RUIDO

En esta potenciación, en la que, al igual que en T1 SE, se distinguían de una forma similar las tres capas detectadas en la piel, el hecho de que un 10% de los cortes aptos para el análisis de este órgano en T1 SE no tuvieran calidad suficiente para ser analizados en DP SE (Figura 147), probablemente no se deba a una menor calidad de esta potenciación para la identificación y delimitación de dichas capas ya que, a la observación subjetiva, parecen tener el mismo o mejor detalle anatómico que las imágenes potenciadas en T1 SE, sino que, quizá, se deba a un artefacto de metodología,

ya que se tomaron como imágenes de referencia las potenciadas en T1 SE, y se calculó el porcentaje de los cortes aptos en DP SE a partir de los que fueron aptos en T1 SE, por lo que, por pura matemática, con un sólo corte en que se aprecie la piel en T1 SE y en la que no se distinga en DP SE, habrá un mayor porcentaje de imágenes no aptas en DP SE en relación a T1 SE; sin embargo, si tomáramos como referencia las imágenes potenciadas en DP SE, quizá, también entre ellas, existiría un porcentaje de cortes no aptos en T1 SE. En conclusión, no podemos afirmar que la potenciación T1 SE sea más apta para la identificación de este órgano que la DP SE, lo único que podemos decir es que, en un 90% de las imágenes aptas para la valoración de la piel en T1 SE, también se pudo valorar en DP SE, y en un 10% no se pudo.

6.1.1.2.A. CAPA EXTERNA

Su descripción es equivalente a la realizada para las imágenes potenciadas en T1 SE, lo que hasta cierto punto es lógico, ya que en las imágenes potenciadas en DP SE todos los núcleos de H^+ capaces de entrar en resonancia darán lugar a señal, con lo que, si en otra potenciación, como por ejemplo T1 SE, se recoge IS a partir de esa capa, en DP SE también se recogerá dicha señal y quizá otra proveniente de otros H^+ con un tiempo T1 muy largo pero capaces de entrar en resonancia.

Atendiendo a los resultados expuestos en la gráfica 1 de la Figura 151, vemos cómo, en la valoración objetiva, los grupos que presentan una mayor IS son los de los potrillos y, dentro de estos, el que presenta una mayor IS, en la capa externa de la piel en DP, es el que agrupa los cortes con edema y hemorragia por fractura; sin embargo, este último presenta también el mayor intervalo de confianza y, por lo tanto, la menor fiabilidad. En los adultos, el grupo que tiene una mayor IS también es el que presenta lesión, siendo en este caso edema por decúbito, y los neonatos sin lesión presentan casi tanta IS en esta capa como los potrillos sin lesión y como los adultos con edema por decúbito. Todos estos resultados podrían explicarse por el hecho de que, aunque la capa reticular de la dermis no acumule el grueso de los líquidos y células extravasadas (PACHECO, 2004) y funcione probablemente, desde nuestro punto de vista, como barrera mecánica a gran parte de ellos por su estructura fibrosa densa, en los animales con afecciones de la piel, ciertas sustancias y células llegarían efectivamente hasta la capa dérmica papilar, y como en la potenciación DP SE, los H^+ que dan lugar a señal en cualquier otra potenciación (T1 y T2) dan lugar a señal siempre en ésta (GILI, 1993), en

este caso, se mostraría más sensible que T1 SE a esos cambios en los grupos con lesión y, como se ha visto en este estudio, éstos presentarían mayor IS en relación con los grupos equivalentes sin alteración en la piel. En los grupos de animales sanos, la mayor hidratación de los jóvenes (SILVERTHORN y col., 2008) también aumentaría la concentración de H^+ capaces de dar lugar a señal en DP SE; sin embargo, sólo se incrementaría la señal en T1 SE si esa hidratación se traduce en una mayor concentración de agua ligada, con lo que, lógicamente, los jóvenes darán lugar a más señal que los adultos, en DP SE, en igualdad de condiciones, lo que concuerda plenamente con nuestros resultados.

Atendiendo al análisis subjetivo, teniendo en cuenta el gris primario y secundario de las áreas (gráficas 2 y 3, Figura 151), hemos señalado que el grupo con una menor intensidad de gris sería, en los adultos, precisamente el que engloba las imágenes de edema por decúbito. Los neonatos serían, a su vez, los que mayor intensidad o tono de gris tendrían, seguidos de cerca por los grupos de los potrillos, siendo ligeramente mayor el de los potrillos sanos. Esto es algo que no sigue la tendencia de lo esperado viendo los resultados objetivos; no obstante, podría tener que ver con que el hecho de que, en los grupos con lesiones, la alta IS del tejido subcutáneo o del foco de fractura hace que el equipo de resonancia modifique la ganancia de la imagen (GILI, 1993), con lo que veríamos las zonas menos blancas un poco más oscuras todavía o, simplemente, puede que el hecho de que haya zonas más blancas haga que, subjetivamente, calificuemos con menor tono de gris la capa externa de la piel. Este ajuste o artefacto de ganancia podría estar también detrás de la incongruencia, en neonatos, entre la IS medida objetivamente y su valoración subjetiva en la escala de grises, tanto en T1 SE como en DP SE, ya que, este mismo patrón, se repite en ambas potenciaciones. Esto podría suceder debido a que una menor IS de la médula ósea roja del neonato respecto al adulto (HELMS y col., 2001) haría que el equipo elevara la ganancia para favorecer la interpretación de la imagen en T1 SE (GILI, 1993), con lo que la valoración subjetiva se vería afectada con un defecto de aumento o amplificación de los tonos de gris, tanto el primario como el secundario; no obstante, no hemos encontrado referencias al respecto en la bibliografía consultada y, para que esto se pudiera producir, habría de quedar demostrado que los tejidos de los neonatos con una mayor IS en DP superan de forma estadísticamente significativa a los del adulto.

La heterogeneidad de la señal (gráfica 4, Figura 151) probablemente fue menor en el grupo de adultos con FOV 256 debido a que el mayor tamaño de los vóxeles, y el mayor artefacto de volumen parcial consecuente, homogenizan la IS al promediar la emitida por distintos tejidos englobados dentro de cada vóxel (GILI, 1993); por otra parte, el hecho de que la señal fuera más homogénea en el grupo con edema por decúbito, es algo complicado de interpretar, ya que, en principio, se tiende a pensar que una alteración patológica, que generalmente, sobre todo si es aguda, incrementa el agua libre en la zona (GILI, 1993), debería dar lugar a una señal más heterogénea, con zonas más claras u oscuras dependiendo de la potenciación de la imagen y el grado de afectación de la zona que abarque cada vóxel; sin embargo, heterogeneidad u homogeneidad no son grados de afectación y, si la afectación es muy amplia e intensa, el efecto que se puede obtener es el contrario ya que, dependiendo de la potenciación, la IS puede ser lo suficientemente alta y extensa como para que tenga un efecto homogeneizante sobre la señal original del tejido sano. En DP SE, sabemos que tanto el agua ligada como el agua libre dan lugar a señal (GILI, 1993), con lo que, en el edema por decúbito, se podría dar perfectamente esta pérdida de heterogeneidad derivada de un alto grado de afectación. En el grupo de potrillos con edema por fractura, aunque también la afectación es intensa y extensa, debido a las hemorragias y los daños en la médula ósea que se mezclan con los líquidos extravasados por la reacción inflamatoria, se puede perder homogeneidad y, por esta razón, no se habría observado este efecto homogeneizante.

El grosor medio de esta capa en DP SE es muy similar en todos los grupos, aunque el grupo en el que se obtuvo un dato mayor para este parámetro es el de adultos sanos con una menor matriz y FOV, lo que, probablemente, se explique de la misma manera que en la potenciación T1 SE, debido a un error derivado del diferente tamaño del píxel en este grupo.

El tamaño del grano nuevamente es mayor en el grupo que tiene un vóxel de mayor tamaño, es decir, en el que tiene una menor matriz y un FOV de 256; 256 (Figura 151, gráfica 6), lo que achacamos a la misma razón que en el caso de la potenciación T1 SE.

Probablemente también por las mismas razones que en T1 SE, en todos los grupos, el 100% de las texturas se calificaron como granulares para esta capa (Figura 151, gráfica 7).

6.1.1.2.B. CAPA MEDIA

En nuestro trabajo, la capa media aparece, al igual que en T1 SE, hipointensa en relación a la externa y a la interna, lo que, teniendo en cuenta que, según GILI (1993), todos los H^+ capaces de entrar en resonancia emitirán señal en DP SE, indica que esta hipointensidad debería repetirse en todas las potenciaciones, como efectivamente hemos visto en nuestros resultados; es decir, la capa que no emite señal, o emite una baja señal, en DP SE, debería no dar señal, o emitir muy poca, en el resto de potenciaciones, extremo que hemos recogido en nuestros resultados. Esto podría indicar que, como ya se comentó en el apartado sobre la imagen de esta capa en la potenciación T1 SE, en la estructura colágena densa de la capa reticular de la dermis, pese a no estar orientada con sus fibras dispuestas de forma paralela (GÓMEZ y CAMPOS, 2009), se podría producir la misma interacción bipolar entre el agua y el tropocolágeno que ya se ha señalado por algunos autores para los tendones y ligamentos (HELMS y col., 2011), lo que explicaría la baja IS en todas las potenciaciones estudiadas, y que coincide con lo recogido en nuestro apartado de resultados para la piel.

Todas las imágenes aptas para la valoración de la capa externa, en DP SE, lo fueron también para la capa media, lo que, de alguna manera, va en la línea de lo expuesto con anterioridad en relación buena calidad de las imágenes, en este tipo de potenciación, para la identificación de las diferentes estructuras anatómicas.

Como ya hemos señalado en el apartado de resultados, en esta capa, la intensidad de señal, medida de forma objetiva mediante la herramienta Osiris 4.19® (gráfica 1, Figura 154), es manifiestamente menor que en la capa externa, lo que le confiere la adjetivación de hipointensa en relación a la anterior; no obstante, cabe señalar que los animales jóvenes presentan una mayor intensidad de señal media en la misma y que, cuando hay edema a nivel de la piel, tanto por decúbito como por traumatismo, tanto en adultos como en potrillos, esta capa se ve muy afectada, sufriendo un fuerte incremento de la IS media, y una dispersión de los resultados obtenidos que se puede apreciar en la gráfica por unos mayores intervalos de confianza. Si atendemos al origen de la señal en esta potenciación, que deriva de cualquier H^+ con capacidad para entrar en resonancia

(GILI, 1993), y asumiendo que, aunque no aumente de grosor de forma apreciable (PACHECO, 2004) en los casos de edema por decúbito, debido a su estructura colágena fibrosa densa, parte de las moléculas y fluidos liberados pueden diseminarse por su espesor, aunque sea de forma muy limitada, lo que daría lugar a un incremento en la IS emitida por esta capa, como efectivamente hemos detectado en este estudio.

También hemos dicho que estas proporciones se reproducen fielmente cuando observamos el valor medio del tono de gris principal o predominante en la gráfica 2 (Figura 154); esto puede deberse a que este tono de gris es el que representa el predominante en la superficie del área seleccionada que, por ser una capa hipointensa, lo lógico es que posea un valor menor que el tono de gris secundario o minoritario, y se vea influenciado más fácilmente por cualquier incremento de IS derivada de cualquier alteración en la zona, ya que parece ser más acusado subjetivamente, o lo que es lo mismo, se observa más nítidamente un incremento de señal en una zona con una baja IS que en una zona con una IS mayor. Por otro lado, el tono de gris secundario o minoritario (gráfica 3, Figura 154), es decir, aquellas manchas más blanquecinas que aparecen en esta área, estudiadas por separado, no siguen el patrón gráfico que sigue el valor objetivo de IS y el tono de gris primario o predominante; esto puede ser debido a que su origen deriva tanto de los procesos patológicos que afectan a algunos grupos como a la señal puntual de determinados artefactos, como el de volumen parcial u otros de orígenes sin determinar.

La heterogeneidad se apreció muy similar en esta capa y potenciación para la mayoría de los grupos, aunque, como en otros casos, las imágenes con una menor matriz aparecieron, a la observación subjetiva, más homogéneas (gráfica 4, Figura 154), lo que probablemente se explique por la misma razón que dimos para las otras capas y potenciaciones vistas en esta discusión.

El grosor de la capa media varió algo más que el de la capa externa entre los grupos pero, nuevamente, el grupo que presentó una medida mayor fue el de menor matriz y FOV (gráfica 5, Figura 154), lo que también se debe, probablemente, al error de medición derivado del mayor tamaño del píxel (MARTÍ-BONMATÍ y CELDA, 1991), razón que ya se ha comentado en este apartado con anterioridad.

En cuanto al tamaño medio del grano, una vez más, era mayor en aquellas imágenes obtenidas con una menor matriz y FOV, siendo en las demás muy similar y en torno a 1 mm, para esta potenciación (gráfica 6, Figura 154), lo que ya se ha observado en otras capas y potenciaciones y, en este caso, probablemente ocurre por las mismas razones.

La textura apreciada en esta capa y potenciación fue siempre granular, probablemente por las mismas razones que en los casos anteriores, como una consecuencia derivada de la combinación entre el sistema de recogida de la señal a partir del vóxel y la heterogeneidad propia del tejido (gráfica 7, Figura 154).

6.1.1.2.C. CAPA INTERNA

Al igual que en T1 SE, aparece como una capa hiperintensa en relación a la capa media, lo que, atendiendo al origen de la señal en esta potenciación, era totalmente esperable, ya que los protones de hidrógeno que dieron lugar a señal en T1 SE deberían hacerlo también en DP SE, y además, a ellos se pueden sumar otros capaces de resonar, pero cuyo tiempo T1 sea muy largo y den lugar a escasa o nula señal en aquella potenciación, como es el caso de los protones que forman parte del agua libre (GILI, 1993) que, por otra parte, sobre todo en los casos de edema, tiende a acumularse mayormente en esta capa (PACHECO, 2004).

Del total de las imágenes aptas para la valoración de la capa externa y media en DP SE, el 94% fueron aptas para el estudio de la capa interna (Figura 156), lo que mejora incluso el porcentaje de la potenciación T1 SE (gráficas 1 y 2, Figura 127); esto no hace sino apoyar los indicios que ya hemos señalado de que, probablemente, la potenciación DP SE sea la que más definición anatómica y aptitud para la identificación y delimitación de estructuras nos proporcione.

Si atendemos a la gráfica 1 de la Figura 158, vemos que, al igual que ocurría para T1 SE, la capa interna es la más afectada en los casos de edema por decúbito o a consecuencia de un traumatismo en inflamación hemorrágica. Como ya se ha dicho antes, esto es consecuente y compatible con el hecho de que esta capa interna representa el tejido subcutáneo, y es lógico que sea la más afectada y la que mayor intensidad de señal presente en esos casos ya que, es en este subcutáneo, formado por tejido conjuntivo laxo en su mayor parte a este nivel (RUIZ, 2002), donde tienden a

acumularse en mayor medida los derrames y extravasaciones de diferente naturaleza (PACHECO, 2004).

En correspondencia con la observación hecha sobre la IS, vemos que si atendemos a la calificación subjetiva de esta capa mediante tonos de gris (gráficas 2 y 3, Figura 158), son estos grupos afectados por lesiones a nivel de la piel los que presentan, con gran diferencia, un mayor tono, tanto de gris principal o predominante como de gris secundario, lo que no viene a corroborar otra cosa nada más que, en circunstancias ordinarias, la valoración subjetiva del tono de gris está correlacionada con la IS obtenida de esa estructura.

Cuando analizamos la heterogeneidad (gráfica 4, Figura 158), no hay casi diferencias, e incluso el grupo de adultos con edema por decúbito tiende a poseer una mayor homogeneidad en esta capa; esto podría ser un poco contradictorio ya que, en principio, parece que las lesiones, por definición, al causar alteraciones, deberían dar lugar a imágenes menos homogéneas y, por tanto, a aumentar la heterogeneidad; sin embargo, el derrame o extravasación, en los casos estudiados, es de gran entidad y afecta a todo el espesor de la capa en una zona relativamente amplia, dando lugar a una imagen bastante homogénea de la misma; además, en el caso del edema por decúbito, todavía hay una mayor homogeneidad ya que se trata de líquido extravasado por presión hidrostática y osmótica, siendo de similar naturaleza en todas las zonas afectadas, no como en el caso de la inflamación por fractura, en que hay una mayor diversidad de materiales extravasados al haber inflamación, rotura vascular e incluso fragmentos de grasa medular.

Al valorar el grosor medio, vemos que, en los animales sanos, para esta potenciación, se mueve en torno a 1 mm cuando se mide con la herramienta Osiris 4.19®; sin embargo, los grupos afectados por lesiones en la piel presentan un grosor entre casi 6 y 10 veces superior, de media, a lo normal. Estos datos se explican porque uno de los principales y primeros efectos de la extravasación y derrame de sangre y exudados en el tejido laxo subcutáneo es el aumento de grosor del mismo (PACHECO, 2004), lo que se traslada fielmente a cortes de las IRM como podemos observar en nuestros resultados.

En cuanto al diámetro medio del grano (gráfica 6, Figura 158), vemos que los resultados concuerdan con el resto de capas y potenciaciones vistas en esta discusión, con lo que estimamos que la razón más probable sea la misma que la discutida con anterioridad para dichas capas y potenciaciones.

El hecho de que, en todas las imágenes, la textura de esta capa se calificara como granular (gráfica 7, Figura 158), seguramente se asiente, a nuestro modo de ver, en las mismas razones ya expuestas para las otras capas y potenciaciones en que el resultado fue similar.

6.1.1.2.D. RUIDO

Al igual que en T1 SE, todas las imágenes estudiadas fueron aptas para la valoración de la señal producida por el aire, ya que el espacio ocupado por el mismo es fácil de identificar en todas las potenciaciones y, por lo tanto, es sencillo seleccionar un área apropiada para medir su IS media.

Vemos, al igual que en T1 SE, que a partir de las imágenes con una mayor matriz y FOV, se recoge una mayor señal proveniente del aire, lo que implica que el ruido o interferencia en estas es mayor que en las imágenes obtenidas con un menor FOV y matriz. En teoría, en nuestro trabajo, estas imágenes de menor FOV están diseñadas para sacrificar parte de la calidad a favor de la velocidad de obtención; sin embargo, el ruido es menor y, probablemente por la misma razón argumentada en el apartado sobre la potenciación T1 SE, esto esté relacionado con el mayor número de adquisiciones necesarias, con una mayor matriz, para obtener señal suficiente proveniente del vóxel (HELMS y col., 2011).

El gris principal es muy similar en los dos grupos, sin embargo, el secundario o minoritario, que en este caso es el que tiene un tono de gris más claro o elevado, marca una diferencia notable a favor de las imágenes con mayor FOV, lo que concuerda con la mayor IS recogida de este grupo y podría tener su origen, como acabamos de comentar, en el mayor número de adquisiciones necesarias en este grupo.

La heterogeneidad también es más acusada en las imágenes con mayor ancho de ventana, probablemente porque la señal parásita, derivada de la resistencia del campo eléctrico que da lugar al ruido (LÓPEZ, 2006), no eleva la IS de forma homogénea, lo

que concuerda con las diferencias en el tono de gris secundario y explicaría la mayor heterogeneidad en el grupo con FOV 512.

El hecho de que, como en todos los casos estudiados hasta ahora, el tamaño del grano sea notablemente mayor en las imágenes de menores ancho de ventana y matriz, apoya el argumento que ya hemos esgrimido de que dicho grano podría estar altamente influenciado por el sistema de recogida, procesamiento y codificación de la señal que, indefectiblemente, requiere de la delimitación tridimensional del vóxel, que es mayor cuanto menor es la matriz (GILI, 1993); esto gana peso por que, en la señal recogida a partir del aire, no podemos achacar esa variación de tamaño del grano a ninguna razón relacionada con la estructura tisular del área estudiada.

La textura, en todos los casos, se clasificó como granular y esto, como ya se ha comentado para las capas de la piel vistas, probablemente, también derive del hecho de que los datos de IS se recojan desde el vóxel (GILI, 1993) ya que, nuevamente, en las áreas de aire seleccionadas, no puede haber influencia de la estructura tisular por razones obvias.

6.1.1.2.E. OTRAS OBSERVACIONES SOBRE LAS IMÁGENES POTENCIADAS EN DP SE DE LA PIEL

Si atendemos a la aptitud de las imágenes para la valoración de las diferentes capas de la piel en esta potenciación, podemos afirmar que la capa más externa de la dermis, aunque hiperintensa también en relación a la capa reticular, resulta algo más difícil de identificar que en T1 SE, aunque ya hemos explicado en el apartado correspondiente a esta capa, que esto puede ser un artefacto derivado del sistema de selección de las imágenes; además, no en todos los lugares en los que se puede discriminar las capas de la dermis (hiper e hipointensa), puede discriminarse la capa o línea hiperintensa que representa la hipodermis (Figura 164). Esto puede deberse a que, como en el caso de la potenciación T1 SE, aunque en teoría, si el plano de obtención de imagen es adecuado para visualizar las los capas de la dermis también lo debería ser para visualizar la hipodermis, el hecho de que se pueda discriminar esta línea de media-alta intensidad, necesita la condición de que el tejido inmediatamente adyacente hacia el interior posea una intensidad de señal suficientemente diferente en esa potenciación. Debido a esto, normalmente, al igual que en T1 SE, si en un plano de corte se puede identificar una determinada porción o recorrido perimetral de las dos capas de la dermis,

en las zonas en que ese plano corta perpendicularmente a la superficie tegumentaria y , por tanto, el artefacto de volumen parcial se minimiza, como máximo, usualmente, identificaremos el mismo tramo o recorrido de hipodermis, pero lo más frecuente es que, dependiendo del tejido que aparezca bajo esta, el tramo de hipodermis que podremos identificar será menor (Figura 165). En la extremidad, aunque bajo la hipodermis normalmente se encuentra la fascia, y ésta es de naturaleza fibrosa y teóricamente de baja intensidad de señal, si su grosor es demasiado pequeño, podría quedar oculta o enmascarada por el artefacto de volumen parcial.

En esta potenciación, además, de la misma manera que en T1 SE, en algunas imágenes de neonatos, se puede observar como la capa externa o hiperintensa, en algunas zonas en que se observa más gruesa como en la parte distal de la cuartilla, se subdivide en otras dos, de las que la más interna, a la observación subjetiva, se ve con un mayor tono de gris o intensidad de señal (Figura 162). Al igual que en T1 SE, la subcapa más externa, distalmente, parece continuarse con el corion perióplico y el periople, y la más interna e hiperintensa con el corion coronario (Figura 163); esta observación no se corresponde con ninguna división histológica de la que hayamos encontrado referencia en la bibliografía consultada pero, al igual que señalamos en el apartado dedicado a la potenciación T1 SE para esta capa, debería tener un reflejo histológico y bioquímico ya que la IRM tiene una alta sensibilidad a los cambios de este tipo (GILI, 1993; FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2007, 2009 y 2014) y, además, hay autores que sostienen, precisamente, que para discriminar un artefacto de una observación real, es determinante que ésta se vea en diferentes planos o potenciaciones (DYSON y col., 2004 y 2005; FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2009; OLIVE, 2010).

6.1.1.3. IMÁGENES POTENCIADAS EN T2 FSE DE LA PIEL Y EL RUIDO

En esta potenciación, como en las otras vistas hasta ahora, hemos dicho que se distinguen las tres capas descritas en la IRM de la piel; es decir, también encontramos una capa externa, una media y una interna, siendo nuevamente la externa y la interna hiperintensas en relación a la media. La potenciación T2 mide la coherencia con que se libera la energía de los H⁺ capaces de resonar, de manera que, dependiendo de las influencias distorsionadoras del entorno sobre los protones, en aquellos tejidos en que la liberación de la energía sea más sincrónica, la IS de la imagen será mayor. Es característico de T2 que el agua libre, no ligada, dé lugar a alta IS, ya que sus protones

de hidrógeno liberan la energía de forma bastante coordinada (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000); por lo tanto, la IS a la que den lugar los tejidos se verá muy influenciada, en esta potenciación, por el agua libre presente en ellos; no obstante, esto no implica que tejidos con poco o nada de agua libre puedan dar lugar a una IS apreciable o incluso destacada en T2, dependiendo de la coherencia de la liberación de la energía en el proceso de resonancia de dicho tejido; de hecho, ninguno de los autores consultados afirma que sea solamente el agua libre el que dé lugar a la generación de señal en esta potenciación. Por todo ello, el hecho de que la capa externa e interna den lugar a señal es coherente y compatible con todo lo visto hasta ahora, tanto desde el punto de vista histológico y anatómico, como desde el de los resultados obtenidos en T1 SE y DP SE; también es compatible y coherente el que la capa media no dé lugar a menor señal, como ocurre en las otras potenciaciones discutidas hasta ahora, ya que al tratarse de una capa con escasa IS en DP SE, como esta potenciación pone de manifiesto los protones de hidrógeno capaces de entrar en resonancia, si un tejido da lugar a baja o nula señal en ella, lo lógico es esperar que dé lugar a una baja o nula señal en todas las demás potenciaciones básicas. En esta potenciación, además, la grasa da lugar a una moderada-baja IS, pero sí que se recoge algo de señal a partir de ella (GILI, 1993), por lo que, aunque suponemos que las glándulas sebáceas existentes en la zona más externa de la piel (YOUNG y HEATH, 2000) no influyen a penas en la IS de la misma, tampoco podemos afirmar que no afecte de manera detectable a la imagen.

Que la frecuencia con la que aparecen imágenes con calidad suficiente para su estudio sea menor que en DP SE o T1 SE es más difícil de explicar ya que, aunque sí que es verdad que autores como GILI (1993) o COUSSEMENT (2000) afirman que la potenciación T2 es más sensible a ciertos artefactos, se refieren específicamente a la obtenida mediante secuencias de la familia de eco de gradiente, que se representan normalmente por un T2*, y no a T2 SE, con lo que la secuencia utilizada por nosotros, T2 FSE, variante de T2 SE en la que se utiliza la opción “Fast”, no tendría por qué disminuir su calidad; sin embargo, la poca proporción de agua libre de la mayoría de los tejidos musculoesqueléticos sanos o bien la poca coherencia de la relajación de sus H⁺ hacen que la capa externa y, en algunos grupos vistos en este estudio, la interna, tengan una intensidad de señal baja, lo que probablemente haya influido drásticamente en la frecuencia de la aptitud de las imágenes para valorar la piel (Figura 167). No obstante, la mayor inaptitud se dio, como en las otras potenciaciones, en las imágenes con menor

matriz y FOV y, por lo tanto, con menor resolución, con lo que parece que el mayor tamaño del píxel influyó muy negativamente en la identificación de las capas.

6.1.1.3.A. CAPA EXTERNA

En el apartado de resultados, se puede apreciar, en las Figura 167, Figura 168 y Figura 169, que aunque esta capa, en esta potenciación, da lugar en la IRM a una línea hiperintensa respecto al aire y a la capa inmediatamente inferior (Figura 170), resulta menos frecuente poder identificarla que en las imágenes potenciadas en T1 SE o en DP SE, lo que se debe, probablemente, a la menor IS emitida por ella como ya se ha mencionado.

El hecho de que, mediante la herramienta de Osiris 4.19®, se registre una mayor intensidad en la capa externa en los animales más jóvenes con respecto a los adultos y, sobre todo y con mayor intensidad, en los animales con lesión a ese nivel respecto a los sanos, se puede explicar desde la perspectiva de que la potenciación en T2 se caracteriza por mostrar una mayor intensidad de señal en aquellos tejidos con un mayor porcentaje de agua libre (GILI, 1993; COUSSEMNT, 2000), cosa que ocurre en la mayor parte de las lesiones (GILI, 1993), y aunque la capa externa no acumula la mayor parte de los líquidos extravasados en los casos de edema (PACHECO, 2004), esto no quiere decir que no haya cierta cantidad de agua y otras moléculas que no se puedan desplazar a través de la capa reticular de la dermis hasta ella por procesos de puro equilibrio osmótico. En los animales jóvenes, a esto se une el hecho de que sus tejidos, más hidratados (SILVERTHORN y col., 2008), poseen un mayor porcentaje de agua que los adultos y, asumiendo que parte de ella puede estar en forma libre, en esta potenciación se generaría una mayor IS que en otros grupos, como efectivamente se recoge en nuestro estudio. Cabe destacar también aquí que los animales enfermos registran la mayor variabilidad en cuanto a los resultados, como se puede observar si nos fijamos en la representación gráfica del intervalo de confianza de la gráfica 1 (Figura 172), lo que no es de extrañar si asumimos que, en general y salvo excepciones, el proceso patológico genera alteraciones en los tejidos que, teóricamente, darían lugar a una pérdida de homogeneidad en la composición de los tejidos, y la IRM es muy sensible a estos cambios de composición (GILI, 1993; COUSSEMENT 2000; FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2007, 2009 y 2014).

Sin embargo, cuando atendemos a los tonos de gris de la imagen valorados de forma subjetiva, nos sorprende que, tanto para el gris predominante o principal como para el minoritario o secundario, el grupo de adultos con edema por decúbito es el que presenta una menor intensidad en esta capa con diferencia, lo que, basándonos en los argumentos expuestos en el párrafo anterior, no tiene lógica si no es desde la perspectiva de que la alta IS que producen otras zonas como el tejido subcutáneo en los animales con edema por decúbito, puede alterar la percepción subjetiva del clínico observador de manera que, indirectamente, dé lugar a la asignación de un tono menor a la capa externa del que verdaderamente le correspondería, lo que, probablemente, se podría solventar con el diseño de una herramienta informática adecuada, capaz de asignar un tono de gris de los 16 teóricamente perceptibles por el observador (MANCHÓN, 1982). Que las imágenes con un menor FOV presenten un gris secundario o minoritario que, a la observación, es mucho más claro que las de los grupos con mayor FOV y matriz, deriva probablemente de que el mayor tamaño del vóxel hace que el gris principal, por mayor efecto del volumen parcial, disminuya su tono medio y que, por la misma razón, el tono secundario o minoritario aumente el suyo.

En cuanto a la heterogeneidad, como en otras potenciaciones, es mayor en las imágenes con un mayor FOV y matriz, y dentro de éstas, un poco mayor en los adultos sin lesión. Esto es un poco singular, ya que, lo esperable, como ya hemos dicho en otros casos, es que las lesiones aporten heterogeneidad a la imagen de los tejidos, pero esto depende mucho del grado de afectación, del área seleccionada e incluso de la naturaleza de la lesión, ya que si la afección es de carácter difuso, de tal manera que afecte por igual a una gran porción de tejido, si el área seleccionada es relativamente pequeña, como es el caso, y si el grado de afección es tan alto que la intensidad es alta y homogénea, de tal manera que enmascara incluso las heterogeneidades propias del tejido, la imagen que podemos percibir puede ser más homogénea que la del propio tejido sano, como parece ocurrir en este caso. El que sea más homogénea en las imágenes con FOV 256, probablemente derive del mayor tamaño del vóxel y del mayor artefacto de volumen parcial consecuente de manera indirecta (VILAR, 1991), lo que iría de la mano con el menor contraste entre los tonos de gris principal y secundario, comentado para este grupo en el párrafo anterior.

En cuanto al grosor, nuevamente en esta potenciación, como en otras vistas, el mayor grosor correspondía a las imágenes con un menor FOV y matriz; esto puede ser

debido a que un mayor tamaño de vóxel conduce a una menor resolución de los límites de la capa “per se” al aumentar el tamaño del píxel (HELMS y col., 2011) lo que, al final, marca los límites máximos de precisión de la herramienta de medida de Osiris 4.19®; además, este mayor tamaño del vóxel da lugar a un mayor artefacto de volumen parcial (VILAR, 1991), con lo que aumentaría la apreciación subjetiva del ancho de la capa, afectando al manejo de la herramienta de medida por parte del observador.

Nuevamente, como en las otras potenciaciones vistas, el diámetro medio del grano es mayor en las imágenes con un mayor tamaño de vóxel o menor matriz y, dentro de las que tienen una misma matriz (FOV 512), el grupo que destaca por un menor tamaño del grano es el de los neonatos. Que sea mayor en el grupo con FOV 256 concuerda con lo visto en otras potenciaciones y capas y, como ya hemos mencionado en esos apartados, podría estar relacionado con que al ser el vóxel la unidad de lectura de la IS, en ciertos tejidos o zonas relativamente poco homogéneas, la heterogeneidad tienda a manifestarse mediante granos de diferente intensidad que estén formados por vóxeles individuales o agrupaciones pequeñas de los mismos, con lo que si el vóxel es de mayor tamaño, la probabilidad de que el grano que se observe sea mayor aumenta; sin embargo, esto no explicaría por qué los neonatos presentan un grano menor, ya que el FOV de las imágenes de este grupo es de 512. Este hecho podría estar relacionado con que al ser las estructuras que provocan la heterogeneidad dentro de la capa de menor tamaño que en adultos e incluso, en menor medida, que en potrillos, quizá los vóxeles que formen pequeños grupos que dan lugar a algunos granos visibles, se agrupen en un número menor de unidades, con lo que estos granos tendrían menor tamaño a la observación que los de los adultos y bajarían la media de diámetro de grano recogida en el grupo.

La textura sigue siendo granular en casi todos los casos y, sólo en las imágenes que presentan una mayor homogeneidad (FOV 256), aparece un caso que hemos calificado como de textura lisa (gráfica 7, Figura 172), lo que, en esta potenciación, al igual que en otras, seguimos asociándolo a que al recogerse la información en unidades de volumen cúbicas, como son los vóxeles (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), y tener el tejido una heterogeneidad suficiente en la IS recogida de los diferentes vóxeles, la tendencia general es a que la imagen aparezca granulada cuando esta heterogeneidad se traslada, en el proceso de formación de la imagen bidimensional, al píxel (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000; HELMS y col., 2011).

6.1.1.3.B. CAPA MEDIA

Esta capa sigue el mismo patrón de hipointensidad con respecto a las capas externa e interna que en las otras potenciaciones estudiadas (Figura 173), lo que era esperable como ya se ha comentado al corresponderse, según nuestros resultados, a la capa reticular de la dermis y, como ya se ha comentado también, a que en DP SE daba lugar a una muy escasa IS, con lo que no debería dar lugar a una mayor IS en ninguna de las otras potenciaciones estudiadas (GILI, 1993); no obstante, lo que sí podría haber pasado es que no se pudiera calificar de hipointensa porque las capas externa e interna no dieran lugar a una IS suficiente. De hecho, esta capa es aún más difícil de identificar y aislar adecuadamente para su estudio, debido a la menor IS que presentan las otras capas en comparación con las otras potenciaciones vistas, con lo que la frecuencia de imágenes aptas para su valoración disminuirá en relación a dichas potenciaciones, e incluso a la capa externa en esta misma potenciación (Figura 174).

En esta potenciación, los resultados de IS nos arrojan un valor medio bajo para casi todos los grupos, en torno a 50 unidades, lo que se corresponde con la imagen hipointensa de esta capa en las imágenes en las que se lograba discriminar; no obstante, en los animales que presentan lesión a nivel de la piel el valor se dispara, siendo casi el doble en el grupo de imágenes de adultos con edema por decúbito y en torno a cuatro veces más en el caso de potrillos con edema y hemorragia por fractura (gráfica 1, Figura 176). Esto puede estar relacionado con que, debido a que es una capa hipointensa, cualquier pequeña alteración, que provoque un incremento del agua libre en ella, produce un incremento notable en la IS emitida en esta potenciación, aun tratándose de una capa fibrosa colágena densa (ROSS y PAWLINA, 2008), cuya estructura no es tan propicia para almacenar líquidos extravasados, como es la capa interna de tejido conjuntivo laxo o subcutáneo (PACHECO, 2004) ya que, pese a sus características, no es un compartimento estanco inmune a los procesos de ósmosis o difusión. También podría ser debido a la inclusión, dentro del área a estudiar, de algunos píxeles de la capa interna, por defecto de precisión del observador o limitaciones de la herramienta de selección de áreas de Osiris 4.19®, o de píxeles provenientes de vóxeles con parte de su volumen que incluyera porciones de tejido de la hipodermis y que, por efecto del artefacto de volumen promedio, tuvieran su IS elevada, lo que, en ambos casos, provocaría una fuerte afectación del valor promedio de la IS de una capa con un valor tan bajo; es decir, unos pocos píxeles con una IS tan alta podrían provocar una

alteración apreciable, a mayores, de una capa con una IS muy baja, como parece ser ésta en los animales sin alteraciones en la piel.

Como en la observación subjetiva el tono predominante es un gris oscuro casi negro, entre 0 y 1 en nuestra escala, y por debajo de 0,5 en todos los grupos menos en los de los potrillos, siendo casi cuatro veces mayor en el de los potrillos con edema y hemorragia por fractura, y como en la asignación de tonos de gris de forma subjetiva por el observador, un solo píxel con un valor de IS muy elevado no influiría drásticamente en el tono asignado al gris primario o predominante, como sí lo podría hacer con el valor medio de IS, es lógico pensar que, en estos grupos, sí que puede que tenga más que ver el agua libre que se difunde por esta capa con la imagen a que da lugar, que la mala delimitación la misma o el efecto de volumen promedio de los vóxeles periféricos.

Sin embargo, el tono de gris secundario o minoritario nos arroja datos que no concuerdan, en principio, con la observación objetiva, siendo los adultos, los que, a primera vista, parecen tener un tono de gris minoritario más elevado, lo que les proporciona un aspecto ligeramente más heterogéneo (gráfica 4, Figura 176), pero no parece influir demasiado en la IS de este grupo en relación a los demás (gráfica 1, Figura 176). Los potrillos con lesión en piel, no obstante, tienen un tono de gris secundario más bajo que el predominante, lo que significa que, en esta capa, son más extensas las manchas más claras que las más oscuras, lo que sí parece lógico si lo relacionamos con la observación objetiva de su mayor IS en relación a otros grupos (gráficas 2 y 3, Figura 176), aunque, por otra parte, esto es poco usual en una capa denominada hipointensa, ya que lo esperable es que, en ella, el gris mayoritario o predominante sea de un tono menor que el secundario o minoritario, y no lo contrario como ocurre aquí.

La heterogeneidad era similar en la mayor parte de los grupos aunque, como en otras potenciaciones, las imágenes con menores matriz y FOV parecen ser más homogéneas, lo que, probablemente, tenga la misma explicación que la expuesta para el resto de capas y potenciaciones en las que también ocurre esto; es decir, probablemente, se deba a un artefacto mayor de volumen promedio.

También, como en el resto de las potenciaciones vistas, el grosor de esta capa que, en general, estaba en torno a 1 mm, era algo más elevado en las imágenes con menor FOV (gráfica 5, Figura 176), probablemente debido, como ya hemos señalado en las otras capas y potenciaciones estudiadas, a la pérdida de precisión de la herramienta de medida de Osiris 4.19® al aumentar el tamaño del vóxel y, por lo tanto, el del píxel (MARTÍ-BONMATÍ y CELDA, 1991).

El tamaño medio del grano era muy similar en todos los grupos aunque, nuevamente, algo mayor en las imágenes con FOV y matriz menores y algo menor en el grupo de neonatos, lo que podría explicarse, en esta capa, con las mismas posibles razones que se dieron para la capa externa.

La textura fue granular en todas las imágenes con FOV 512 y en casi todas las que tenían un FOV 256, como en la capa externa, y desde nuestro punto de vista, lo fue por las mismas razones probables que en ella.

6.1.1.3.C. CAPA INTERNA

Aunque en esta potenciación, como en otras potenciaciones vistas, sigue apareciendo hiperintensa en relación a la capa media (Figura 177), no es fácil de identificar ni de discriminar en relación a los tejidos o estructuras subyacentes, debido a que no siempre su IS contrasta adecuadamente con la de dichas estructuras; como consecuencia, la frecuencia con la que se obtienen imágenes en las que la podemos valorar es aún menor que en el caso de la capa media (Figura 178).

En cuanto al valor de IS media en esta capa, el hecho de que, en los adultos sin lesión en la piel, sea en torno al doble que en los neonatos y potrillos sanos, no es lo esperable en principio y es difícil de explicar, ya que la mayor hidratación de los tejidos en jóvenes en relación a los adultos (SILVERTHORN y col., 2008) es lógico esperar que dé lugar a un incremento, más o menos acusado, del agua libre y, por lo tanto, a una mayor IS en T2 FSE (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000); sin embargo, el hecho de que, aunque con un intervalo de confianza mucho más amplio, los animales que presentan lesión a nivel de la piel presentaran un valor medio de IS extremadamente alto en comparación con cualquiera de los otros grupos (gráfica 1, Figura 180) es esperable, ya que los procesos patológicos que aquí se estudian, como es el edema por decúbito o la inflamación traumática, cursan con una gran acumulación de líquidos

extravasados que tienden a acumularse, en mayor medida, en los intersticios de los tejidos más laxos y con mayor capacidad de deformación, como es el caso del tejido subcutáneo en general (PACHECO, 2004) y de la extremidad en este caso en particular. Este cúmulo de líquidos extravasados incrementaría la proporción de agua libre que, a su vez, incrementa la señal en la potenciación T2 FSE (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000).

El incremento de señal, detectado mediante la herramienta de detección de señal de Osiris 4.19®, se traslada a la valoración subjetiva de tonos de gris (gráficas 2 y 3, Figura 180) de tal manera que, tanto en el tono de gris predominante como en el minoritario, los valores de los dos grupos de animales afectados por lesiones a nivel de la piel se disparan muy por encima del resto, lo que no es nada más que el reflejo de la captación subjetiva de los tonos de gris que se representan en esta capa en los animales con lesión, derivados éstos de los valores de IS que, al final, previo procesamiento y ponderación, antes de representarlos en algunos de los 256 tonos posibles del píxel ordinario (LÓPEZ-POVEDA, 2006), el cerebro humano agruparía, como máximo, en los 16 tonos que somos capaces de identificar (MANCHÓN, 1982) pero que, en este caso, son más que suficientes para que a los grupos con mucha más IS en esta capa se les asigne mucho mayor tono de gris. Si atendemos a la diferencia entre los tonos de gris primario y secundario, vemos que, en todos los grupos, el primario o predominante supera de forma notable al gris secundario, lo que indicaría dos cosas: la primera, aunque no es la única posibilidad, que en una capa de una cierta IS parece lógico pensar que las áreas con mayor tono de gris, en general, superen a las de un tono inferior; es decir, que hay más zonas claras que oscuras, y lo segundo es que hay cierto contraste entre las zonas más claras y las más oscuras, es decir, que lo oscuro es bastante oscuro y lo claro bastante claro.

La heterogeneidad era bastante regular en todos los grupos, oscilando entre los grados 1 y 2, pese a que, en principio, las lesiones podrían tender a hacer a los grupos que las poseen menos homogéneos en su señal, sobre todo si tenemos en cuenta que en esta capa interna tiende a acumularse el grueso de los líquidos extravasados cuando hay edema a este nivel (PACHECO, 2004). La mayor homogeneidad de las imágenes con FOV 256 era esperable si atendemos a los resultados de otras capas y potenciaciones, y su origen sería compatible con lo expuesto en esos otros casos, estando relacionado,

probablemente, con el mayor artefacto de volumen parcial o promedio (gráfica 4, Figura 180).

Atendiendo a los resultados del grosor de esta capa, vemos que los animales jóvenes y sanos presentan el menor grosor, mientras que los animales con lesión a ese nivel presentan unos grosores muy por encima de los del resto de grupos; sin embargo, a diferencia de otras capas y potenciaciones, dentro de los adultos sin lesión, las imágenes con un menor FOV presentan un menor grosor (gráfica 5, Figura 180). El mayor grosor de los grupos con lesión es un resultado esperable y acorde con el cúmulo de líquidos extravasados hacia el tejido conjuntivo laxo del subcutáneo, lo que deforma y engruesa esta capa (PACHECO, 2004). El menor grosor en los animales jóvenes también es un resultado lógico y esperable, ya que su anatomía es de menor tamaño en general para todas las estructuras; sin embargo, en las imágenes con un FOV 256 de los adultos, el mayor tamaño del vóxel y la menor resolución, teóricamente, deberían desviar el resultado con un error de magnificación, respecto a las imágenes con un FOV de 512, en concordancia con lo visto en nuestros resultados para otras capas y potenciaciones; por el contrario, presentan una media de grosor de casi 1 mm menos.

El diámetro medio del grano estaba un poco por encima de 1 mm de diámetro para los adultos y un poco por debajo para los neonatos, con las excepciones de las imágenes con un menor FOV que, nuevamente, destacan por un grano más grueso y las imágenes del grupo de los potrillos con edema inflamatorio y hemorragia que se acercan a este último grupo. Teniendo en cuenta que, como ya se ha señalado, desde nuestro punto de vista, el granulado podría ser el resultado de la combinación del tamaño de las estructuras y el tamaño del vóxel, de manera que cuando el vóxel es muy grande, el grano siempre sería mayor, porque no puede ser de otra manera ya que cada vóxel da lugar a un píxel (MARTÍ-BONMATÍ y CELDA, 1991) pero, cuando el vóxel es más pequeño, si la estructura es lo suficientemente grande o ancha y no muy homogénea en su señal, varios vóxeles podrían asociarse para dar un grano un poco mayor, lo que ocurriría en adultos, mientras que si la estructura es más pequeña, coincidirán más fácilmente vóxeles de alta señal junto a otros de baja señal, con lo que con una probabilidad mayor, veremos un granulado más fino, lo que podría ocurrir en animales jóvenes; esto podría explicar los resultados, aunque requeriría una investigación mucho más profunda que la que se realiza en este aspecto en nuestro estudio.

En nuestra opinión, el que el 100% de las imágenes de esta capa, en esta potenciación, presentaran textura granular, derivaría de las mismas causas que en el resto de capas y potenciaciones vistas (gráfica 7, Figura 180).

6.1.1.3.D. RUIDO

Al igual que en T1 SE y DP SE, el total de las imágenes estudiadas fueron aptas para la valoración de la señal producida por el aire ya que, como en todos los casos vistos, las áreas ocupadas por el mismo eran fácilmente identificables y podían ser seleccionadas para su análisis de una manera sencilla.

Al igual que en las potenciaciones precedentes, a partir de las imágenes con una mayor matriz y FOV, se recoge una mayor señal proveniente del aire, lo que implica que el ruido o interferencia en éstas es mayor que en las imágenes obtenidas con un menor FOV y matriz. En teoría, en nuestro trabajo, como ya hemos comentado, estas imágenes de menor FOV están diseñadas para sacrificar parte de la calidad a favor de la velocidad de obtención; sin embargo, el ruido es menor y, como también se ha señalado ya en las otras potenciaciones vistas, podría estar relacionado con el mayor número de adquisiciones necesarias para que, al disminuir el tamaño del vóxel para aumentar la resolución, se siga captando una señal suficiente a partir del mismo (HELMS y col., 2011).

El gris principal es muy similar en los dos grupos, sin embargo, el secundario o minoritario, que en este caso es el que tiene un tono de gris más claro o elevado, marca una diferencia notable a favor de las imágenes con mayor FOV, lo que concuerda con la mayor IS recogida de este grupo y, al igual que en otras potenciaciones, en nuestra opinión, provendría de una mayor disipación de la energía en el sistema, es decir, de una mayor señal de ruido (LÓPEZ, 2006) debida a un mayor número de adquisiciones.

La heterogeneidad también es más acusada en las imágenes con mayor ancho de ventana, por lo que, a nuestro entender, tendría el mismo origen que el mayor ruido o el mayor tono de gris secundario.

Que el tamaño del grano vuelva a ser notablemente mayor en las imágenes de menor ancho de ventana y matriz, al igual que en las otras potenciaciones vistas, derivaría en nuestra opinión, al igual que en el caso del ruido de las otras potenciaciones,

de un mayor tamaño de vóxel, ya que aquí, igualmente, la estructura del tejido no puede influir en el resultado.

A diferencia de las otras potenciaciones, en ésta, sí se encontraron algunas imágenes con textura no granular, en concreto con textura lisa, pero su frecuencia era muy baja en el grupo con FOV 256 y casi insignificante en el grupo con FOV 512, lo que podría tener su origen en que, en determinadas imágenes o series de imágenes, por distintas circunstancias, el ruido generado y recogido por el sistema (LÓPEZ, 2006) fuera menor, y esto, unido a una distribución más homogénea del mismo cuando el sistema informático lo localiza en vóxeles determinados, favorecido en las imágenes con menores FOV y matriz por un vóxel mayor (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), haría que a la observación subjetiva la textura pareciera lisa.

6.1.1.3.E. OTRAS OBSERVACIONES SOBRE LAS IMÁGENES POTENCIADAS EN T2 FSE DE LA PIEL

En general, en esta potenciación, exponíamos en el apartado de resultados que la capa interna se ve con dificultad en la mayor parte de los casos en los animales sanos, hasta tal punto que, en numerosas ocasiones, sólo se aprecia una tenue línea que, para estar seguros de que se trata de la capa interna de la piel, tenemos que recurrir a comparar la imagen con el corte idéntico potenciado en T1 SE, en DP SE o incluso con ambos (Figura 184). Este tejido conjuntivo laxo, del que está formada fundamentalmente la hipodermis cuando no existe tejido adiposo subcutáneo en la zona (RUIZ, 2002), como, según nuestros resultados, parece ocurrir en la extremidad distal equina, poseería una escasa entidad en los animales sanos que favorecería el artefacto de volumen parcial (VILAR, 1991), lo que unido a una escasa señal debida a la poca coherencia en la liberación de energía de los protones de hidrógeno, que implica necesariamente una poca proporción de agua libre (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), hace muy difícil la identificación y aislamiento para su estudio. Solamente en los animales con lesión a nivel de la piel, en los que aparecía edema en el subcutáneo, ya fuera por decúbito o inflamatorio, se distinguió con mayor facilidad la capa interna que la externa en esta potenciación (Figura 187), lo que concuerda plenamente con el resto de los resultados obtenidos en este trabajo y con la bibliografía consultada, ya que es lógico que al aumentar el grosor y los líquidos extravasados de la hipodermis, ésta tenga un mayor tamaño e IS, con lo que aumenta su magnitud y su contraste con el resto de

tejidos, puesto que, en esta potenciación, los líquidos extravasados aumentan el agua libre y, por tanto, la IS recogida para esta capa (GILI, 1993).

En muchos casos, a nivel de la piel, decíamos que ni siquiera podemos distinguir las capas media e interna, y sólo podemos distinguir una capa única hiperintensa que corresponde a la capa externa, teniendo poco más que intuir dónde se situarían las otras (Figura 185). Esta apreciación es coherente con todos los puntos discutidos hasta ahora, ya que, al ser tenue la señal de la capa interna y, en ocasiones, ni siquiera distinguible de la estructura interna inmediata, la capa media pierde contraste en su límite interno, con lo que se pierde capacidad para que el observador la discrimine y aísle; sin embargo, la capa externa, aunque tiene su señal disminuida en relación a potenciaciones como DP SE y T1 SE, siempre posee como contraste la capa media hipointensa por el interior y el aire y el pelo, ausentes de señal distinguible del ruido (GILI, 1993; DENOIX y col., 1996; KLEITER y col., 1999; LÓPEZ, 2006), por el exterior, con lo que es más fácil identificarla y aislarla para su valoración. En relación con este aspecto, es muy llamativo que, dentro de las imágenes con esta potenciación, las obtenidas con unos parámetros en los que el TR disminuía de valores en torno a los 3500-4500 ms a valores en torno a 2000-2500 ms, con un TE en torno a 100 ms, se discriminaban con mayor facilidad las tres capas de la piel; es decir, cuando bajábamos el valor del tiempo de repetición, acercándonos a los límites superiores del TR que usamos en este estudio para las potenciaciones en DP SE, aunque respetando el TE medio propio de este tipo de secuencia FSE potenciada en T2, se identificaban mejor las capas de la piel. Esto probablemente derive de que, como ya nos advierte GILI (1993), siempre coexisten en la señal recogida las informaciones de velocidad, coherencia y densidad de los protones liberando energía y, el hecho de que una imagen esté potenciada de una u otra manera depende del predominio de una u otra información en la señal procesada por el equipo; debido a esto, nunca existe una potenciación pura totalmente, con lo que, si alteramos alguno de los parámetros de recogida de señal, como en este caso, puede que estemos aumentando ligeramente el peso relativo de la densidad de protones capaces de entrar en resonancia (DP), en comparación con el peso proporcional de la señal de los protones que liberan la energía de forma coordinada (T2), con lo que esta pequeña influencia favorecería la identificación de las tres capas de la piel, en relación a otras secuencias con un TR más largo; lo que no significa que la secuencia no se califique igualmente de potenciada en T2.

En T2 FSE también podemos observar que las capas de la piel tienden a estar mejor definidas y presentar mayor contraste en los neonatos y potrillos que en los adultos, lo que, por otra parte, es común al resto de potenciaciones vistas hasta ahora (Figura 186), lo que, desde nuestro punto de vista, podría tener su origen en diferencias de composición de los tejidos debido a su grado de maduración, como por ejemplo la cantidad y el tipo de colágeno, aunque no hemos encontrado referencias sobre este extremo en la bibliografía consultada, o la hidratación o porcentaje de agua (SILVERTHORN y col., 2008) que, si es agua libre, genera una alta IS en esta potenciación.

Desde luego, y a la vista de los resultados, lo que sí parece ser cierto es que, para una clínico inexperto, discriminar las capas media e interna utilizando sólo cortes obtenidos en T2 FSE puede ser bastante complicado.

6.1.1.4. IMÁGENES POTENCIADAS EN T2 FSTIR DE LA PIEL Y EL RUIDO

También en esta variante de la potenciación básica T2 SE, aparecen las tres capas de la piel vistas para T1 SE, DP SE y T2 FSE y también presentan la misma relación de hiper e hipointensidad entre ellas, lo que es coherente y compatible con el resto de nuestros resultados, ya que esta variante sólo añade la opción IR a la T2 FSE que, en teoría, lo único que produciría, tal y como se ha programado para este estudio, es una disminución o idealmente una anulación, de la señal de grasa (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000); debido a esto, como ni la epidermis, ni la dermis (MONTEIRO-RIVIERE, 1993; YOUNG y HEATH, 2000; ROSS y PAWLINA, 2008; WELSCH, 2009) ni tampoco la hipodermis poseen tejido adiposo, como tal, a este nivel de la extremidad distal del caballo, no debería variar la imagen obtenida de la piel de la que se obtuvo en T2 FSE. Sin embargo, hay que tener cuidado con esta afirmación, ya que, en la capa externa se disponen las glándulas sebáceas con contenido lipídico en su interior (YOUNG y HEATH, 2000) y, aunque su tamaño es muy pequeño en comparación con el grosor de la epidermis y la dermis papilar (BRAGULLA y col., 2008), podrían influir algo en la señal recogida en T2 FSE en relación con T2 FSTIR; además, en la capa interna o hipodermis, según los análisis histológicos llevados a cabo en nuestro trabajo, existen pequeños grupúsculos de adipocitos diseminados por la misma que también podrían afectar algo a la señal, dando lugar a alguna diferencia entre T2 FSE y T2 FSTIR.

Al igual que ocurría con T2 FSE, las capas de la piel resultan mucho más difíciles de discriminar y de observar juntas en la misma imagen en esta potenciación que en T1 y DP. Se trata de la potenciación que presenta un mayor porcentaje de imágenes no aptas en nuestro estudio; además, al contrario que en las otras potenciaciones vistas hasta ahora, es el único grupo en que las imágenes con unos menores FOV y matriz presentan un mayor porcentaje de imágenes aptas (Figura 190 y Figura 191). No obstante, el hecho de que haya un mayor porcentaje de imágenes aptas dentro del grupo con FOV 256 debe de valorarse muy cautamente o, incluso, considerarse irrelevante ya que, en esta potenciación, el número de imágenes con esta condición es muy bajo (4 imágenes) con lo que, probablemente, la muestra esté muy sesgada y el resultado pueda ser poco fiable; sin embargo, las imágenes con FOV 512, en las que el tamaño de la muestra es mayor, teóricamente, no deberían tener una frecuencia de aptitud para la identificación de la piel diferente a las imágenes potenciadas en T2 FSE con FOV 512 y menos tan amplia como la que hemos recogido en nuestros resultados (87% en T2 FSE y 66% en T2 FSTIR), ya que los tejidos no grasos deberían dar lugar a la misma IS (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000); sin embargo, puede que, tanto las glándulas sebáceas de la capa externa como los grupúsculos de adipocitos disminuidos por la capa interna, afecten a la señal total recogida en las variantes de la potenciación T2 SE más de lo que suponíamos.

6.1.1.4.A. CAPA EXTERNA

En T2 FSTIR, esta capa sigue apreciándose, al igual que en las otras potenciaciones estudiadas, como una capa hiperintensa en relación al aire y a la capa media, aunque la sensación subjetiva, al compararla con DP y SE, era la de una señal más baja, mucho más tenue, como también se observó en T2 FSE (Figura 192); se vio también que es en esta variante T2 FSTIR en la que se puede identificar y valorar con una menor frecuencia, de todas las vistas para la piel (Figura 189); además, cuando se puede distinguir, se observa, por lo general, con mucha menor definición que en T1 SE o DP SE, e incluso, en ocasiones, da la sensación que con menor definición también que en T2 FSE. Este resultado era esperable por su coherencia con lo visto para la potenciación T2 FSE ya que, como ya hemos comentado, en esta variante con la opción IR no debería variar la señal nada más que en los tejidos con grasa en su composición que, ya de por sí, no dan lugar a alta intensidad de señal en T2 FSE (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), y la capa externa, que según nuestras conclusiones la formarían

parte de la epidermis y la dermis papilar, no posee tejido adiposo, más allá de las glándulas sebáceas y su contenido (MONTEIRO-RIVIERE, 1993; YOUNG y HEATH, 2000; ROSS y PAWLINA, 2008; WELSCH, 2009); a raíz de esto, es lógico que su contraste se vea mermado en relación a las potenciaciones T1 SE y DP SE, de la misma manera y por las mismas razones que en T2 FSE, o incluso un poco más debido a la existencia de las mencionadas glándulas sebáceas. Por eso, que pueda dar lugar a una imagen aún más tenue o distorsionada que en la potenciación T2 FSE, dejando a un lado la posibilidad de que se trate sólo de una sensación subjetiva del observador, podría estar relacionado con que, aunque no exista tejido adiposo como tal, sí que existen lípidos en las glándulas sebáceas y, además, en las otras células presentes en esta capa, las membranas y otras estructuras poseen lípidos (VOET y VOET, 1992) lo que, teóricamente, podría dar lugar a una señal que se viera influenciada, en su recepción por la antena, por la opción IR (GILI, 1993). También podría estar relacionado con que las variaciones en los tiempos de repetición, de inversión, de recuperación o de eco de esta opción, puede que afectaran a la señal emitida por otros tejidos y no sólo a la grasa, aunque lo hicieran en menor medida que en ésta, lo que afectaría a la nitidez o IS final apreciada por el observador (GILI, 1993).

Los resultados han de interpretarse con cautela ya que, en muchos de los grupos estudiados, el número de imágenes en que se pudo valorar esta capa, para esta potenciación, es escaso, con lo que su significación requiere un análisis específico que, en este trabajo, por motivos de limitación de tiempo y recursos, no se pudo llevar a cabo.

La IS, valorada con ayuda de la herramienta de Osiris 4.19® (gráfica 1, Figura 194), era muy similar en todos los grupos de animales sin lesión en la piel, siendo ligeramente mayor en los animales más jóvenes y un poco menor en las imágenes de adultos con menor FOV y matriz; además, en los animales con lesión a nivel de la piel, la IS media fue notablemente mayor, y mucho más aún en jóvenes con lesión. Como ya hemos señalado, en esta potenciación, al igual que en T2 FSE, se mide la coherencia en la liberación de la energía por parte de los H⁺, que sabemos que es alta en el agua libre y, por lo tanto, la proporción de ésta que tengan los diferentes tejidos influirá en una mayor o menor IS de los mismos (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000) y, por ende, en un mayor o menor tono de gris en la imagen (MARTÍ-BONMATÍ y CELDA, 1991); sin embargo, ningún autor de los consultados elimina la posibilidad de que otros H⁺ sean capaces de generar señal perceptible en esta potenciación, en base a una cierta

coherencia en la liberación de energía, aunque, claro está, en teoría, su señal sería muy inferior a la del agua libre. Sabiendo que, en T2 FSTIR, se minimizará o eliminará la señal de la grasa (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000) y que en la capa externa de la piel de la extremidad no hay tejido adiposo como tal, más allá de las glándulas sebáceas y su contenido (MONTEIRO-RIVIERE, 1993; YOUNG y HEATH, 2000; ROSS y PAWLINA, 2008; WELSCH, 2009), es esperable y coherente que la IS obtenida en este estudio sea similar para todos los animales sanos, con la excepción de los jóvenes que la tenían algo más elevada ya que, probablemente, merced a su mayor hidratación innata (SILVERTHORN y col., 2008), posean un porcentaje de agua libre ligeramente mayor en esta capa que los adultos. En cuanto a la notablemente mayor IS de los animales lesionados en relación a los sanos, como ya hemos comentado en otros apartados, las lesiones, en su inmensa mayoría, cursan con incremento del agua libre en la zona (GILI, 1993) y, aunque la capa más afectada en su aspecto macroscópico es el tejido subcutáneo o hipodermis (PACHECO, 2004), es lógico pensar que la dermis, y más concretamente la capa papilar, al no ser estanca ni impermeable, sino que está compuesta por tejido conjuntivo laxo, numerosas células y vasos sanguíneos (ROSS y PAWLINA, 2008), se vea afectada también por procesos de difusión y osmosis que eleven su agua libre y, por lo tanto, su IS en esta potenciación, como efectivamente ponen de manifiesto nuestros resultados. La menor IS de las imágenes con menor FOV es un dato difícil de valorar, porque la muestra es muy pequeña en este grupo (3 observaciones); no obstante, esta menor IS podría derivar de las distorsiones en la selección del área de estudio, derivadas de un mayor tamaño de píxel (MARTÍ-BONMATÍ y CELDA, 1991) con una menor matriz y de un mayor artefacto de volumen parcial (VILAR, 1991) de esta capa, con el pelo y el aire y con la capa media hipointensa, merced al mayor tamaño del vóxel en este grupo.

El tono de gris principal fue también mayor en los animales jóvenes y con lesión en la piel, lo que es perfectamente coherente con los resultados obtenidos para la IS, y sólo refleja su traslado a la escala de grises de la pantalla (GIRARD y col., 1995); no obstante, las imágenes con unos menores FOV y matriz de animales adultos presentaban un tono de gris mayor que las de otros grupos sin lesión, incluso que los potrillos, lo que contradice los resultados de IS para este grupo y a lo que no encontramos una explicación coherente más allá del sesgo de la muestra, debido a su escaso número, o de la subjetividad del observador, ya que el mayor tamaño del píxel o el mayor artefacto de

volumen parcial en este grupo no explicarían esta incongruencia. Cuando se analiza la media del tono de gris secundario (gráfica 3, Figura 194), esto es mucho más acusado, incrementándose en gran medida la diferencia de tono del gris minoritario, más oscuro en esta capa, entre las imágenes de los adultos sanos con FOV 256 y con FOV 512; es decir, las áreas más oscuras de esta capa son más claras en las imágenes con menor matriz que en aquellas con una matriz mayor; esto sí podría deberse a que un mayor tamaño de vóxel incrementa un mayor artefacto de volumen promedio, con lo que el tono de gris en la estructura tendería a ser más homogéneo en el grupo con FOV 256, elevándose el tono secundario; pero esto disminuiría el tono de gris primario por dilución y, sin embargo, hemos dicho que éste es mayor de lo esperado. En el resto de los grupos, este tono secundario sigue respetando el patrón de mayor nivel en animales jóvenes que en adultos y mayor en animales con lesión que en animales sin ella, lo que, evidentemente, debe tener su origen en las mismas razones que el patrón de tono primario y que el patrón de IS en estos grupos.

La heterogeneidad media fue muy similar en todos los grupos, aunque algo menor en las imágenes con menores FOV y matriz y algo mayor en los animales jóvenes con lesión traumática (gráfica 4, Figura 194), lo que, como ya hemos comentado en el tono de gris, en el caso de la mayor homogeneidad de las imágenes con FOV 256, probablemente, se deba a un mayor artefacto de volumen promedio, mientras que la mayor heterogeneidad de los potrillos con edema inflamatorio se deba a la distorsión que estarían causando las hemorragias, los desgarros y los edemas adyacentes sobre esta capa, bien directamente o bien por difusión de líquidos y moléculas desde zonas próximas.

El grosor, con la excepción de las imágenes con FOV 256, veíamos que era muy similar en todos los grupos, aunque ligeramente mayor en los adultos sin lesión y en los potrillos con edema por fractura; en las imágenes con menor matriz, el grosor se disparó hasta algo más de 3,8 mm. Obviamente el grosor de las imágenes con FOV 256 no se debería corresponder con una medida real, ya que provienen del mismo grupo de animales que las del grupo de adultos sanos con FOV 512; esto nos lleva a la conclusión de que, o bien por una falta de precisión de la herramienta de medida de Osiris 4.19® cuando el píxel aumenta de tamaño, o bien por una distorsión de los límites, debida a una difuminación de la imagen de la capa por un mayor artefacto de volumen parcial al aumentar el tamaño del vóxel (GILI, 1993; VILAR, 1991), en estas imágenes, se da una

magnificación importante del grosor de esta capa. En los demás grupos, puede que no se hallen diferencias apreciables entre los adultos y los jóvenes, pese a ser lógico que los adultos tengan un grosor de piel mayor (VOLKERING, 2009), porque no se siguió un método preciso de medición en los mismos lugares siempre, con lo que influirían las diferencias de grosor por localización (VOLKERING, 2009) distorsionando los resultados. Además, nosotros hemos observado, en este trabajo, que la herramienta de medida de Osiris 4.19® es mucho más precisa cuando la medición se da en los planos horizontal o vertical puros de la imagen, que cuando se trazan diagonales en la pantalla del ordenador ya que, en este último caso, la herramienta no siempre permite colocar el final o el principio de la línea de medida en el punto exacto que desea el observador, sino que lo desplaza ligeramente.

El tamaño del grano fue muy similar en todos los grupos, aunque algo mayor en los adultos, con la excepción de las imágenes con FOV 256 que, una vez más, presentaban el mayor tamaño, llegando a 1,5 mm de diámetro medio. Probablemente, de nuevo, el tamaño del vóxel influya en la formación del granulado de la imagen, por lo que el grupo con FOV 256 es el que mayor diferencia presenta en relación al resto de grupos; la diferencia entre los adultos y los jóvenes, en nuestra opinión, tendría el mismo origen que el que se ha expuesto en otras capas y potenciaciones, ya vistas en esta discusión, en las que se daba esta misma situación, influyendo una combinación del tamaño del vóxel y el tamaño de los componentes titulares de las distintas estructuras.

La textura, en todas las imágenes aptas para la valoración de esta capa, fue granular, como en casi todas las vistas en otras potenciaciones y, probablemente, desde nuestro punto de vista, por las mismas razones.

6.1.1.4.B. CAPA MEDIA

Aparece, como en el resto de potenciaciones, como una capa hipointensa entre las capas externa e interna; como en T2 FSE, su definición y contraste es mucho menor que en T1 o DP SE; no obstante, quizá incluso, algo menor que en las imágenes potenciadas en T2 FSE (Figura 195). Las razones de que se observe como hipointensa en relación a las otras dos capas y de que su definición y contraste sean menores que en las potenciaciones T1 SE y DP SE serían las mismas que las expuestas en T2 FSE, ya que la principal diferencia de la variante T2 FSTIR, en relación a T2 FSE, sería la señal originada a partir del tejido adiposo o graso, lo que no debería influir en la señal de la

capa media, ya que la dermis reticular lo posee (ROSS y PAWLINA, 2008). La peor definición en relación con T2 FSE podría derivar de que las modificaciones de la opción IR, programada para la eliminación de la señal grasa, no son totalmente específicas y pueden influir algo en la señal recogida a partir de otros tejidos (GILI, 1993), sobre todo si pensamos que la dermis papilar y la hipodermis tienen un alto componente celular (ROSS y PAWLINA, 2008; RUIZ, 2002) y que las células tienen una membrana lipídica (VOET y VOET, 1992), cuya señal emitida se podría, en nuestra opinión, ver influenciada por los parámetros programados para la supresión de la señal de la grasa en nuestro trabajo.

Esta menor definición y contraste serían los responsables de que, al igual que ocurría con la capa externa, en esta variante de la potenciación T2 FSE, las imágenes aptas para su identificación y valoración sean menos frecuentes que en T1 SE y DP SE (Figura 196).

En cuanto a los valores medios de IS de la capa media de la piel, en las imágenes potenciadas en T2 FSTIR, se puede observar que, en los animales sanos, tanto adultos como neonatos, la intensidad de señal es baja y muy similar. En los potrillos sin lesión en la piel, se obtuvo valores algo más elevados, aunque en ningún caso tanto como en los potrillos con inflamación y edema por fractura, en los que esta capa se vio muy afectada, siendo el grupo en que el valor de IS estaba más elevado, con mucha diferencia sobre el grupo con el segundo valor más alto de IS, el de los adultos con edema por decúbito. Los resultados referidos a las imágenes con FOV 256 se referían sólo a un dato y se situaron cerca del valor del grupo de los potrillos sanos (gráfica 1, Figura 198). Ya hemos dicho, en multitud de ocasiones en este apartado de discusión, que la observación y el análisis de las imágenes obtenidas en este estudio sugieren que la capa media se corresponde con la capa reticular o fibrosa de la dermis y, aunque por su naturaleza tiene una menor tendencia a acumular líquidos extravasados que la hipodermis (PACHECO, 2004), ya que su tejido conjuntivo está mucho más organizado (ROSS y PAWLINA, 2008), por lo visto, sí parece verse afectada por las lesiones que cursan con edema, inflamación o hemorragia; lo que, en parte, puede deberse a un efecto de volumen parcial desde la capa interna, tan afectada en estos casos, pero también puede deberse, en parte, a una afectación propia debida a efectos de difusión u ósmosis, ya que, incluso la capa externa se ve algo afectada en estos casos, como hemos podido ver en el apartado correspondiente. En cuanto al resultado de las imágenes con

FOV 256, no podemos entrar a valorar este dato, debido a que proviene de una sola imagen, con lo que, estadísticamente tiene un significado casi despreciable, aunque, lo esperable, por efecto de un mayor artefacto de volumen parcial debido a un mayor tamaño del vóxel (VILAR, 1991), sería que tuviera algo elevada la IS en relación al grupo de imágenes de adultos sanos con FOV 512, lo que, efectivamente, se recoge en nuestros resultados.

Los valores medios de los tonos de gris principal y secundario reflejaban bastante bien los resultados obtenidos, para la IS, mediante la herramienta de Osiris 4.19@; aunque, como en otros casos, también nos aporta una información adicional que indica un mayor contraste entre tonos claros y oscuros en el grupo de adultos con edema por decúbito y en el grupo de potrillos sin lesión en la piel; además, en el grupo de potrillos con inflamación por fractura y en el de imágenes con FOV 256, la relación de tonos se invierte y el gris principal tiene un tono medio superior al del secundario y al del resto de los grupos. Esto es delicado de evaluar ya que, en el grupo de imágenes con FOV 256, ya hemos dicho que no se puede hacer una valoración consistente por tratarse solamente de un dato; sin embargo, en el grupo de PEF 512, parece ser que la existencia de la lesión hace que la relación de tonos esperada se invierta; es decir, al ser una capa que, a la observación, podríamos calificar subjetivamente de baja IS, oscura, lo lógico y esperable es que en sus fluctuaciones o heterogeneidades de tonos de gris, el predominante, más extenso o primario debería ser de menor valor que el secundario o minoritario, como ocurre en el resto de los grupos. Simplificando la cuestión, aunque no es estrictamente imprescindible, lo esperable en una capa oscura es que predomine en su área el tono más bajo de gris y que, puntualmente, aparezcan pequeñas áreas más claras. Este resultado, lo que parece indicar es que esto no se cumple en potrillos con inflamación por fractura y, aunque esta capa sigue siendo hipointensa en relación a las otras dos, su gris principal tiene un tono superior al del secundario.

La heterogeneidad para esta capa, en T2 FSTIR, era muy similar en todos los grupos, cercana a un grado 2 según nuestra escala, siendo más homogénea en los adultos con FOV 512, sobre todo si no presentan lesión en la piel (gráfica 4, Figura 198). Desconocemos la razón por la que los adultos con FOV 512 tienen una mayor homogeneidad en esta capa, pero lo que sí es cierto es que los adultos con FOV 256 tienen una heterogeneidad mucho mayor de la esperada, según los resultados para otras capas y potenciaciones en que, posiblemente, por una menor resolución y un mayor

artefacto de volumen parcial, su homogeneidad era mayor que en el resto de los grupos pero, como ya hemos mencionado, la muestra de este grupo, para esta capa y potenciación, carece de peso estadístico por su escaso número de datos.

El grosor medio obtenido para esta capa, en esta potenciación, era también muy similar en todos los grupos, entre 1,08 y 1,2 mm, un poco menor a 1 mm en neonatos y se disparaba en el grupo con FOV 256 (gráfica 5, Figura 198). El hecho de que los neonatos tuvieran un menor grosor de la capa media es lógico y coherente con el menor tamaño corporal de los mismos y el menor grosor de la piel para los animales de menor edad (VOLKERING, 2009); sin embargo, el dato de la imagen con FOV 256 puede deberse a un sesgo de la toma de medida, por ser sólo un dato, o a una consecuencia de las limitaciones de la herramienta de medida de Osiris 4.19@cuando los tamaños del vóxel y del píxel aumentan.

La textura observada en esta capa fue calificada de granular en todos los casos, lo que era esperable por las mismas razones que hemos dado en las otras capas y potenciaciones vistas.

El tamaño medio del grano se situó en torno a 1,1-1,2 mm para la mayoría de los grupos, con un tamaño bastante mayor en el grupo con FOV 256 y algo menor, 0,9 mm, en el grupo de neonatos (gráfica 6 y 7, Figura 198). Es llamativa la correlación que existe entre el grosor medio de la capa y el tamaño medio del grano, lo que podría tener que ver con que, además del tamaño del vóxel, en el tamaño del grano también puedan tener influencia el tamaño de las estructuras presentes en las zonas exploradas, como ya hemos argumentado en los apartados dedicados a otras capas y potenciaciones.

6.1.1.4.C. CAPA INTERNA

Como en el resto de potenciaciones descritas hasta ahora para la piel, esta capa aparecía hiperintensa en relación a la capa media (Figura 199), por las mismas razones que aparecía hiperintensa en relación a la capa media en la potenciación T2 FSE, ya que decíamos que T2 FSTIR sólo se diferenciaba de aquella en la opción IR que, teóricamente, si está adecuadamente programada, sólo afectaría a la señal de la grasa (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000). Debido a las mismas razones que se expusieron en el apartado referido a la potenciación T2 FSE, también aquí, su definición y contraste son mucho menores que los obtenidos, para esta misma capa, en las potenciaciones T1

SE y DP SE, e incluso menores que la definición y contraste de la potenciación T2 FSE; todo esto incluso pese a que, según nuestros resultados, en la extremidad equina, la hipodermis carezca de tejido adiposo propiamente dicho y, en principio, la IS recogida del resto de tejidos de la piel no debería variar entre T2 FSE y T2 FSTIR. No obstante, la hipodermis sin panículo adiposo posee grupúsculos dispersos de adipocitos, como se ha comprobado en el análisis histológico realizado y, al igual que la dermis papilar, tejido conjuntivo laxo con una notable concentración celular (RUIZ, 2002; ROSS y PAWLINA, 2008), con lo que las diferencias de definición, y sobre todo de contraste, podrían encontrar su explicación en la presencia de estos adipocitos dispersos, además de las razones que argumentamos para las diferencias entre esta potenciación básica T2 FSE y su variante T2 FSTIR para la capa externa.

Todo esto se refleja, como se ha señalado en el apartado de resultados, en una menor frecuencia de imágenes aptas para su identificación y valoración que en esas otras potenciaciones, incluso, por las razones expuestas, en una menor frecuencia de aptitud aún que la que presentan las imágenes potenciadas en T2 FSE para esta misma capa (Figura 200).

En esta capa, al igual que en T2 FSE, se disparaba el valor medio de IS en aquellos grupos en los que hay lesión de la piel, siendo notablemente mayor en el grupo de adultos con edema por decúbito que en el de potrillos con edema inflamatorio y hemorragia por fractura. En los otros grupos, se mantenía muy por debajo, siendo el grupo de neonatos el que menor media de IS presentaba, seguido de los adultos sin lesión (gráfica 1, Figura 202). Como en otras ocasiones, no podemos entrar a valorar el resultado de las imágenes con FOV 256, debido a que procede de un solo dato y carece de significación estadística; sin embargo, el resto de valores de IS, de forma similar a como ocurría en T2 FSE, reflejan una intensidad de señal media baja, en los grupos de animales sanos, para esta capa, que correspondería al tejido conjuntivo laxo normal con su componente celular, que predomina en la hipodermis o subcutáneo de estos individuos, influenciada más o menos por otras estructuras que se distribuyen dentro de él, como son los vasos sanguíneos o los nervios de pequeño tamaño (RUIZ, 2002). La elevada IS, observada para esta capa y potenciación en los grupos con lesión en la piel, refleja, sin lugar a dudas, el hecho de que el tejido conjuntivo laxo del subcutáneo recoge y retiene entre sus fibras una cantidad de los líquidos extravasados, en los casos de edema y hemorragia, mucho mayor que ninguna de las otras capas de la piel

(PACHECO, 2004), y que este edema aumenta enormemente el agua libre en ese tejido, lo que, a su vez, aumenta la intensidad de la señal recogida en la potenciación T2 (GILI, 1993); además, incluso, podemos llegar más lejos en nuestras conclusiones, ya que el grupo que posee la mayor IS media son las imágenes de adultos con edema por decúbito, y esto está probablemente relacionado con que el extravasado de líquidos por presión hidrostática y osmótica, sin daño vascular, posee distintas características que aquel que se da con daño e incluso rotura vascular, como ocurre en el caso de los potrillos con fractura, dando lugar a una mayor proporción de agua libre y, por lo tanto a más señal, en las imágenes potenciadas en T2 FSTIR, como ya hemos señalado en otros trabajos (FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2007, 2009 y 2014).

Los promedios obtenidos de la valoración subjetiva de los tonos de gris predominante y minoritario seguían el mismo patrón que la IS, con la excepción de los datos de la imagen con FOV 256, en los que el tono secundario supera en intensidad al primario o mayoritario, lo que implica que la mayor parte de la superficie de esta capa la ocupan tonos de grises más oscuros (gráficas 2 y 3, Figura 202). Estos resultados sólo reflejan la observación subjetiva del valor medio de IS, a excepción de la imagen con FOV 256, que ya dijimos que carece de peso estadístico. En estos datos, en general, se refleja que se trata de una capa típicamente hiperintensa, en la que los tonos de gris más claros ocupan más superficie que los tonos más oscuros.

En cuanto a la heterogeneidad, fue parecida en casi todos los grupos, en torno a un grado 2, un poco menor en el grupo de neonatos, con la excepción de los potrillos con edema por fractura, en los que se sitúa algo más de 0,8 décimas por encima, y de la imagen con FOV 256, en la que posee un grado menos. Esto es similar a lo observado para la potenciación T2 FSE, y teniendo en cuenta que, en principio, la única diferencia de ésta con la variante T2 FSTIR asienta en la señal de la grasa (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), debido a la ausencia de panículo adiposo en las zonas exploradas según nuestros resultados, lo señalado para esta capa, en TS FSE, como posible origen de este patrón de heterogeneidad, sería, a nuestro modo de ver, perfectamente válido para esta variante de la potenciación T2. En cuanto a la imagen con FOV 256, aunque carece de significación estadística, concuerda con lo observado hasta ahora para otras potenciaciones en las que, probablemente derivado de un mayor artefacto de volumen parcial, debido a su vez a un vóxel de mayor tamaño, la homogeneidad aumenta (GILI, 1993; VILAR, 1991). En los potrillos con edema

inflamatorio por fractura, probablemente, la mayor heterogeneidad derive de que, al existir daños graves en los tejidos circundantes, con desgarros y hemorragias, los líquidos derramados en el tejido subcutáneo tengan distinta composición según la zona, lo que aumentaría de forma determinante la heterogeneidad de la señal emitida.

El grosor medio para esta capa se situó ligeramente por encima de 1 mm en los animales jóvenes sin lesión en la piel, y en 1,34 mm en los adultos sin lesión, a excepción del dato con FOV 256 en el que la media se disparaba a 4,4 mm. Los animales con lesión en piel presentaron un grosor, para el tejido subcutáneo, elevadísimo en relación a los sanos, siendo de 9,9 mm de media en adultos con edema por decúbito y de 22,23 mm en potrillos con edema inflamatorio y hemorragia (gráfica 5, Figura 202). Estos resultados parecen indicar que el grosor de esta capa se sitúa en torno a 1 mm, ligeramente más fina en los animales jóvenes, como cabía esperar debido al menor tamaño de todas sus estructuras, pero que, en aquellos casos en que existe derrame o extravasación de líquidos, como en los edemas inflamatorio y por decúbito, el grosor del subcutáneo se adapta y aumenta según la cantidad de líquido acumulado entre las fibras del tejido conjuntivo laxo (PACHECO, 2004); en el caso de la imagen con FOV 256, el resultado podría deberse, como ya se ha dicho en otros casos, a una consecuencia del aumento del tamaño del píxel, que aumenta el error de la medición al aumentar el tamaño de la unidad de medida, unido a otros factores singulares de la imagen concreta, como la resolución o el ángulo de medida del grosor; en cualquier caso, por ser un único dato, carecería de significación estadística.

La textura visual de esta capa fue calificada como granular en todos los casos (gráfica 7, Figura 202), según nuestra opinión, por las mismas causas probables que la inmensa mayoría de las imágenes en todas las capas y potenciaciones y que ya se han repetido en diversos apartados anteriores de la discusión.

El tamaño del grano se situó entre 1 mm en neonatos y 1,29 mm en potrillos con lesión inflamatoria, con la excepción de la imagen con FOV 256, que presentaba el mayor tamaño de grano, con una media de 1,5 mm. El dato de la imagen con FOV 256 carece de significación estadística por ser un dato aislado, pero su mayor grano podría deberse, como en otros casos, al mayor tamaño de la unidad de emisión de señal (vóxel), que elevaría el tamaño observado de los puntos o píxeles con mayor o menor señal (MARTÍ-BONMATÍ y CELDA, 1991). El resto de diámetros de las imágenes con FOV

512 son muy similares, siendo un poco más pequeño el de los neonatos, como ocurría con otras capas y potenciaciones, lo que podría ser, como ya se ha comentado en otros apartados, consecuencia de un menor tamaño, en general, de las estructuras que, en combinación con el efecto de la división del corte en vóxeles, generarían el granulado.

6.1.1.4.D. RUIDO

Al igual que en T1 SE, DP SE y T2 FSE, todas las imágenes estudiadas fueron aptas para la valoración de la señal producida por el aire (Figura 203), debido a la sencilla identificación de las regiones ocupadas por el mismo y a la facilidad con que se podía seleccionar un área en la imagen para su estudio.

El valor de la IS del aire era, de media, algo menor de la mitad en las imágenes con FOV de 256 que en las que tenían una mayor matriz y FOV (gráfica 1, Figura 205), lo que sigue la tónica general del resto de potenciaciones estudiadas en que parece que el aumento de resolución de la mayor matriz va asociado a una mayor señal del aire, probablemente, debido a factores asociados con el aumento del número de adquisiciones necesarias para elevar la señal recogida de cada vóxel cuando se disminuyen éstos de tamaño (HELMS y col., 2011).

Los tonos de gris principal y secundario son muy similares en los dos grupos, aunque el tono medio de gris secundario es un poco mayor en el grupo con el FOV de 512. Esto indicaría que, a la observación subjetiva de la imagen, los tonos más blancos, que son minoritarios normalmente en el área ocupada por el aire, ya que suele ser oscura, se ven algo más claros en el grupo con FOV 512 que en el grupo de menor FOV, lo que concuerda con los resultados obtenidos para la IS.

La heterogeneidad medida es prácticamente idéntica en los dos tipos de imágenes (gráfica 4, Figura 205), aunque lo esperable, por los resultados de IS y tonos de gris, es que fuera ligeramente superior en las imágenes con FOV 512.

Nuevamente, la textura de la señal emitida por el aire era granular en todas las imágenes, lo que apoya una vez más el argumento de que la división en vóxeles, imprescindible para la generación de la imagen (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), es una de las causas principales de la granulación, ya que en el aire no puede influir la estructura tisular.

El tamaño del grano era notablemente superior en el grupo de imágenes con FOV 256, en concordancia con lo visto para las otras potenciaciones objeto del estudio. Este mayor tamaño de grano podría estar relacionado, como ya se ha señalado, con el tamaño del vóxel en las imágenes con menor matriz ya que, como en el caso de la textura, en las áreas de aire, la estructura tisular no podría influir en este resultado.

6.1.1.4.E. OTRAS OBSERVACIONES SOBRE LAS IMÁGENES POTENCIADAS EN T2 FSITR DE LA PIEL

En general, en esta potenciación, al igual que en T2 FSE, la capa interna se ve con dificultad en la mayor parte de los casos y, en numerosas ocasiones, sólo se aprecia una débil línea difícil de discriminar, con lo que tenemos que recurrir a comparar con cortes idénticos potenciados en T1 SE, en DP SE o incluso en ambos (Figura 206). Las posibles razones de esta difícil discriminación ya se han comentado, cuando hablamos de la aptitud de las imágenes de esta potenciación para la valoración de la capa interna; en cualquier caso, el hecho de no discriminar bien la capa interna reduce, a su vez, la posibilidad de discriminar correctamente la capa media, ya que funciona como contraste interno de la misma, por lo que, en numerosos casos, no podemos distinguir ni la capa media ni la interna, y sólo podemos apreciar una única línea hiperintensa en relación al aire y a los tejidos adyacentes, que se corresponde con la capa externa (Figura 207). Desde luego, lo que sí parece ser es que, al igual que ocurría con T2 FSE, para un veterinario inexperto, discriminar las capas media e interna, utilizando sólo cortes obtenidos en T2 FSTIR, puede resultar tremendamente complicado.

Al igual que en el resto de potenciaciones vistas hasta ahora, las tres capas de la piel tienden a estar mejor definidas y presentar mayor contraste en neonatos y potrillos que en adultos; eso, a pesar incluso de ser más pequeñas todas las estructuras en estos animales jóvenes, lo que, como ya se ha comentado para otras potenciaciones, podría tener su origen en diferencias de composición de los tejidos, sobre todo derivadas de la distinta hidratación entre los animales jóvenes y los adultos (SILVERTHORN y col., 2008).

Como ocurría en T2 FSE, solamente en los animales con lesión a nivel de la piel, en los que aparecía edema en el subcutáneo, ya fuera por decúbito o inflamatorio, se distinguió con mayor facilidad la capa interna que la externa en esta potenciación (Figura 208), lo que, como en T2 FSE, es lógico, ya que al aumentar el grosor y los

líquidos extravasados de la hipodermis, ésta tiene un mayor tamaño e IS, con lo que aumenta su magnitud y su contraste respecto al resto de tejidos, puesto que, en esta potenciación, los líquidos extravasados que aumentan el agua libre incrementan la IS recogida (GILI, 1993).

En esta y las otras potenciaciones vistas, identificamos ciertas localizaciones en las que la capa interna, hacia el interior, se disponía en contigüidad con estructuras que no eran hipointensas, sino que presentan una intensidad de señal que se asemejaba a la esperable para esta capa en esa potenciación, con lo que, dependiendo del ángulo de corte, se producía una mezcla de intensidades de esas estructuras por el artefacto de volumen parcial (VILAR, 1991), tomándose, erróneamente, la IS como del tejido subcutáneo, cuando puede provenir, por ejemplo, de una mezcla de tejido conjuntivo laxo del subcutáneo y de líquido sinovial de una vaina tendinosa, como puede ocurrir cuando valoramos la piel de la zona volar de la cuartilla en algunos cortes sagitales; cuando el ángulo de corte permite distinguir estas dos estructuras, se observa que, en esta potenciación, la capa interna posee una IS mucho más tenue que la vaina de los flexores (Figura 209). Este efecto, sería esperable que fuera menor en las potenciaciones en que el líquido sinovial presenta menor intensidad de señal, tales como T1 SE (WHITTON y col., 1998).

6.1.1.5. COMPARACIÓN DE LOS VALORES MEDIOS DE LOS PARÁMETROS MEDIDOS, EN LAS DIFERENTES POTENCIACIONES, PARA LA PIEL Y EL RUIDO; ANÁLISIS ESTADÍSTICO INFERENCIAL DE LOS ASPECTOS CLÍNICOS MÁS IMPORTANTES DE LA IRM DE LA PIEL

6.1.1.5.A. COMPARACIÓN DE LOS VALORES MEDIOS

A.1. Piel

La observación de las imágenes de la piel presentaba, en todas las potenciaciones y grupos, un aspecto compuesto por tres capas, donde la capa media aparecía hipointensa en relación a las otras dos (Figura 212), lo que se puede observar, trasladado gráficamente, en la imagen E de la Figura 211, en la que se observa como, para cada potenciación, la capa media posee menos intensidad de señal que la interna y la externa. Esta distribución se observa gráficamente en la mayor parte de los grupos y potenciaciones, como podemos ver si comparamos las imágenes A, B y C de la Figura

211; sin embargo, hay una serie de potenciaciones concretas, en grupos determinados, en las que el valor medio de IS, representado en la gráfica para la capa media, superaba al valor para la capa externa. Estos casos, que señalábamos en la imagen D de la Figura 211 con color azul, podrían deberse a diferentes causas o influencias: Para el grupo ASL con FOV 256, en la potenciación T2 FSTIR, la causa de esta incongruencia puede deberse simplemente a que se trata de una sola imagen, por lo que el valor estadístico es nulo al tratarse de un caso único. Esta causa podría asociarse también al grupo de PSL con FOV 512 para esta misma potenciación ya que, aunque no se trata de un caso único, igualmente, el número de imágenes en este grupo, es muy escaso. En el grupo de AED con FOV 512, este hecho podría asociarse a que, cuando la capa interna tiene una elevada IS, como es este caso, el artefacto de volumen parcial, de la zona de transición o límite entre las capas, puede elevar la media de IS por encima de la de la capa externa, aunque, a la observación en conjunto, la capa media se vea hipointensa respecto a la capa externa; esta apreciación puede llegar a ser muy importante, sobre todo cuando se pretende realizar el diagnóstico de un proceso patológico basándose solamente en una elevación por encima del valor medio normal de IS, ya que puede conducir a un falso positivo si no se tiene en cuenta otras observaciones; no obstante, no encontramos explicación a que esto mismo no ocurra en este grupo de imágenes en TS FSE ya que, en principio, estaría sujeto al mismo artefacto. Para el grupo de PEF con FOV 512, esta última explicación puede ser factible, ya que la alta IS de la capa interna podría elevar, por este artefacto, la IS del área estudiada de la capa media, aunque, visualmente, al despreciar la zona de transición de forma subconsciente o subjetiva, su aspecto fuera hipointenso respecto a la interna; en este caso, también nos encontramos con que, para la potenciación T1 SE, esto no ocurre; sin embargo, aquí sí podríamos argumentar que, quizá, el hecho de que la capa interna en T1 SE, para este grupo, tenga el menor valor medio de toda la serie de potenciaciones, podría hacer que este efecto de volumen parcial no llegara a ser suficiente para elevar la IS promedio de la capa media por encima de la IS promedio de la capa externa.

Veámos en el apartado de resultados que, atendiendo al valor medio del tono de gris, en el primario o mayoritario, la estructura de vía de tren era más aparente, aún cuando se representa gráficamente para todas las potenciaciones (Figura 213); es decir, como norma general, para cada grupo y potenciación, aparecía mayor el tono de las capas externa e interna que el de la media; sin embargo, en el grupo de potrillos con

edema inflamatorio por fractura, el valor medio del tono de gris mayoritario era igual en la capa media que en la externa. Este dato discordante, bajo nuestro punto de vista, podría ser simplemente un efecto estadístico, debido al escaso número de datos para este grupo y esta potenciación. Por otra parte, en la capa interna, como ocurría con los valores de IS, el tono se disparaba en los grupos con lesión.

Como norma general, observando y comparando las gráficas de los tonos del gris mayoritario (Figura 213) y del minoritario (Figura 214) de cada capa, para cada grupo y potenciación, veíamos que, en general, en las capas externa e interna, de mayor IS y de tono más claro, el gris minoritario, que representa aquellas pequeñas manchas que dan lugar a la heterogeneidad de la capa, por ser de un gris diferente al predominante, son de un tono más oscuro; sin embargo, en la capa media, de menor IS y más oscura, el gris secundario o minoritario aparecía con un tono más elevado o claro que el predominante. Esta tendencia general no indica nada más que la afirmación lógica de que, aunque no siempre ocurre así, lo frecuente es que, si una capa o región tiene una IS media o elevada y aparece hiperintensa en relación a las zonas circundantes, la mayor parte de su área esté ocupada por un tono de gris más elevado, y que otro más oscuro ocupe una menor proporción del área total, que dependerá de la heterogeneidad de la señal en dicha región. Por otro lado, si la región tiene una IS baja y aparece hipointensa en relación a las zonas adyacentes, lo frecuente o esperable es que la mayor parte de su área esté ocupada por un tono de gris más bajo, y que otro más elevado ocupe una menor proporción del área total que, nuevamente, dependerá de la heterogeneidad de la señal de dicha región.

Como norma general, en las tres capas, la heterogeneidad se encuentra por debajo de un grado 2, según la escala que hemos elaborado y propuesto, aunque, en los potrillos con edema inflamatorio por fractura, en las capas externa e interna, en la potenciación T2 FSTIR, este dato se superaba, y también en la capa interna en T1 SE, para los dos grupos con edema, tanto por decúbito como inflamatorio; no obstante, la heterogeneidad de la imagen, en nuestra escala, es un parámetro que oscila mucho menos entre potenciaciones y grupos que otros como el valor medio de IS. Estos datos podrían ser consecuencia de los daños titulares y la hemorragia asociados a la fractura, y es lógico que el grupo de potrillos con edema inflamatorio sea el que supere el grado 2 de heterogeneidad en 3 de los 4 grupos que lo hacen, ya que las zonas con diferentes daños, derrames o exudados tenderán a ocasionar heterogeneidad en la señal producida

en un número mayor de potenciaciones, debido a la sensibilidad de la IRM a las características fisicoquímicas de los tejidos (GILI, 1993). En el edema por decúbito de la imagen potenciada en T1 SE, la mayor heterogeneidad podría deberse a que el agua libre no da lugar a señal por liberar la energía de forma demasiado lenta (GILI, 1993) y esto, unido al hecho de que la capa interna es la que mayor aumento de grosor tiene, al acumularse en ella la mayor parte de los líquidos extravasados (PACHECO, 2004), favorecería que las zonas que sí dan lugar a señal se dispersaran entre las que dan lugar a señal disminuida por aumento del agua libre en ellas, con lo que, en conjunto, aumentaría la heterogeneidad de la señal de la estructura.

Para las capas externa y media, el grosor se mantenía bastante constante, más aún en la capa media y, con algunas excepciones, se situaba en torno a 1 mm de grosor. En conjunto, la capa externa parece algo más gruesa que la media, para todas las potenciaciones, y dentro de cada potenciación, excepto en la capa media potenciada en T1 SE, el grupo que presentaba un grosor ligeramente menor era el de neonatos sin lesión. El grupo de imágenes de adultos sin lesión con FOV 256 era el que presenta un mayor grosor, en todas las potenciaciones, para las capas externa y media. Llamó nuestra atención también que, en adultos y en potrillos, el grosor era ligeramente menor en los grupos de animales sanos que en los que presentan edema. La capa interna, por otra parte, era la que presentaba unos datos más dispares, mientras que los grupos de imágenes de animales sanos con FOV 512 seguían presentando un grosor cercano a 1 mm para la misma, con la excepción de los adultos sin lesión en la potenciación T2 FSE; los animales con edema presentaban unos grosores muy altos y variables, oscilando sus medias entre 6 y 22 mm. El grupo de adultos sin lesión con FOV 256 aparece también con unos grosores muy variables según el grupo, que oscilan entre menos de 1 mm y más de 4 mm. Desde nuestro punto de vista, todos estos valores medios de grosor han de interpretarse con mucha cautela ya que, en este trabajo, no se fijó una localización concreta para la toma de este dato, sino que se midió en aquellos lugares e imágenes en que era más nítida la estructura tricapa de la piel. Sabiendo que el grosor de la piel varía según la zona (MONTEIRO-RIVIERE, 1993; VOLKERING, 2009), y que puede que, para determinadas potenciaciones, en las que había muchas imágenes que no eran aptas para la valoración de todas las capas, se repitieran algunas localizaciones en detrimento de otras, existe la probabilidad de sesgo de la muestra; no obstante, aún con esta apreciación, podemos hacer alguna valoración al respecto, intentando discutir las

posibles causas de algunas de las diferencias encontradas, más allá de un error en la toma de muestras. En general, en los grupos de imágenes de animales sanos con FOV 512, la suma entre las tres capas oscilaría entre algo menos de 3 mm y en torno a 4 mm, lo que entraría dentro del rango descrito por otros autores para la piel del caballo según localización. También coincidimos en el menor grosor para la suma de las tres capas en animales muy jóvenes (VOLKERING, 2009). En cuanto al mayor grosor de las capas externa y media en el grupo de imágenes de adultos sanos con FOV 256 sobre los demás grupos y su gran variabilidad, aunque en general con un grosor alto en la capa interna, hemos de decir que, probablemente, la explicación radique en que, este tipo de imágenes con menor matriz y FOV, en las que el píxel es de menor tamaño (GILI, 1993), conduce a una medida del grosor con un mayor error, menos precisa, ya que la unidad de resolución y medida es el píxel; a esto hay que sumar un mayor artefacto de volumen parcial o promedio (VILAR, 1991), debido al mayor tamaño del vóxel (GILI, 1993), lo que conduce a un efecto de distorsión de los límites de las capas, alterando la medición. Otro factor de alteración de la medición en este grupo es que tenía un porcentaje de imágenes aptas para la valoración de las capas menor que las imágenes con FOV 512, lo que conduciría a errores por sesgo, debido al tamaño reducido de la muestra, como es el caso claro de la potenciación T2 FSTIR, en la que sólo se pudo tomar un dato y en que el grosor se dispara. El que las capas externa y media presenten un grosor ligeramente menor en los grupos con edema que en sus homólogos sin edema, podría explicarse por que, debido a que la capa externa parece corresponder, como se ha dicho anteriormente, con la capa celular o externa de la dermis, posiblemente con algún resto o parte de la epidermis, y la capa media con la capa fibrosa de la dermis, la naturaleza histológica de estas estructuras hace que, aunque haya ciertas moléculas, sustancias o células relacionadas con la lesión capaces de difundirse por ellas y alterar su IS, como se puede observar en las gráficas A y B de la Figura 211, el cúmulo de líquidos originados en derrames, exudados o hemorragias se localiza esencialmente en la capa interna, tejido subcutáneo o hipodermis (PACHECO, 2004), en la que abunda el tejido conjuntivo laxo (RUIZ, 2002), capaz de retener estos líquidos. Esto hace que, probablemente, aumente la presión interna ejercida por el subcutáneo sobre las otras dos capas, haciendo que se estiren y que reduzcan su grosor por presión, lo que también podría, junto con la difusión de sustancias, alterar en una medida incierta la IS emitida por ellas. Es obvio que los altos grosores obtenidos, para la capa interna en los grupos con edema, se deben a esta retención de líquidos entre la estructura tridimensional de la

capa interna o tejido subcutáneo y que esto, como es lógico, conduce a un mayor grosor de esta capa (PACHECO, 2004), que se observa claramente en la tercera gráfica de la Figura 216.

En cuanto al hecho de que el diámetro medio del grano oscilara, en casi todos los grupos y potenciaciones, entre valores próximos a 1 mm y próximos a 1,5 mm, observándose una correlación entre el grosor de la capa en cuestión, para cada grupo y potenciación, y el diámetro del grano en ese mismo caso, de manera que, con carácter general, a mayor grosor en la capa, con las excepciones de los grupos con edema en la capa interna, se observaba mayor diámetro del grano, no encontramos una explicación clara, pero como ya adelantamos en otros apartados vistos, puede que en las estructuras anatómicas, que no en el aire claro está, el tamaño del grano se vea influenciado por una combinación entre el tamaño del vóxel, que sería igual en todos los grupos con la misma matriz y FOV, y el tamaño de las estructuras anatómicas o histológicas que originan las diferencias de señal que dan lugar a la textura granular; esto último estaría en concordancia con que el grosor de las capas, que dependería de la región y el tamaño del animal básicamente (MONTEIRO-RIVIERE, 1993; VOLKERING, 2009), condicionara el tamaño de las estructuras integradas en ellas capaces de producir señal y, por lo tanto, el tamaño del grano. A los grupos con edema de la capa interna estudiados en T1 SE, se les asignó un valor cero, debido a que esas imágenes tenían una textura algodonosa o lisa en esa capa, con lo que, por esta razón y como ya se adelantó en el apartado de resultados, en éstos tampoco se observaba esta asociación de tamaños.

A.2. Ruido

En cuanto al ruido, cabe destacar que la IS media obtenida a partir el aire fue muy superior en las imágenes con mayores matriz y FOV, siendo su valor mayor del doble que el obtenido en las imágenes con FOV de 256 para todas las potenciaciones, lo que, como ya hemos ido adelantando, apartado por apartado, muy probablemente derive del hecho de que, para no perder demasiada señal proveniente de la unidad de volumen o vóxel, cuando se reduce su tamaño para aumentar la resolución, se aumenta el número de adquisiciones (HELMS y col., 2011), lo que podría aumentar la señal parásita originada a partir de una mayor disipación de energía en el sistema (LÓPEZ, 2006).

Las imágenes con menor FOV, pese a tener mucho menos ruido, también tenían mucha menor resolución y fueron aptas para el estudio de la piel en mucha menor medida, con lo que parece ser, que influyó más en su aptitud la resolución que el ruido generado.

Las imágenes con un FOV 512 con menor ruido fueron las obtenidas mediante la potenciación DP SE, mientras que, para el grupo de imágenes con FOV 256, la potenciación que dio lugar a la menor IS del aire en este trabajo fue T2 FSE. Teniendo en cuenta la baja aptitud, en general, de las imágenes con FOV 256 y sobre todo las de la potenciación T2 FSE, esto podría indicar que, cuando se duda acerca de cual es la estructura que se está viendo, en una potenciación en que la anatomía esté frecuentemente desdibujada por unos u otros artefactos, como ocurría con algunas capas de la piel en la potenciación T2, puede que la potenciación de elección, para comparar el mismo corte e identificar la estructura en cuestión, sea, en principio, DP SE.

6.1.1.5.B. ANÁLISIS ESTADÍSTICO INFERENCIAL

Estos resultados, interpretados en su conjunto, nos indican que, efectivamente, mediante IRM podemos detectar cambios fisicoquímicos en los tejidos y no sólo diferencias anatómicas, como ya se ha indicado en la revisión bibliográfica de este trabajo (GILI, 1993). En la potenciación T1 SE, el agua libre no da lugar a señal y son las moléculas de pequeño tamaño, el agua íntimamente asociada o ligada a ciertas moléculas y, sobre todo, las moléculas lipídicas y determinados productos de la degradación de la sangre, los que dan lugar a las IS más altas (GILI, 1993; FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2009 y 2014). Nuestros resultados son acordes con estos datos ya que, en T1 SE, el valor de la IS media de la capa interna es significativamente superior en potrillos con edema inflamatorio y hemorragia por fractura que en los adultos con edema por decúbito prolongado; esto sería debido a que el edema por decúbito prolongado está formado fundamentalmente por líquido extravasado por filtración, debida a una combinación entre una mayor presión hidrostática y un menor drenaje, donde los vasos no deberían tener su permeabilidad afectada (MITCHELL, 2008) y, por lo tanto, tendrá una alta proporción de agua libre y, además, las moléculas y otras sustancias extravasadas junto a este agua deberían ser de diferente naturaleza y presentarse en menor número que las que se liberan y acumulan en el tejido subcutáneo cuando el edema es inflamatorio. En el caso del edema

inflamatorio, debido a los mediadores de dicha inflamación, la permeabilidad vascular se ve afectada en mayor o menor medida, con lo que la naturaleza de las moléculas que pueden atravesar la pared vascular es más variada, y su cantidad y tamaño aumentan; además, los vasos permiten el paso de ciertos tipos celulares atraídos al lugar (PRYDE 2009), con lo que la proporción de agua libre, respecto a las moléculas y las células, disminuiría en relación con el edema por decúbito; a esto hay que añadir que, si el edema es de origen traumático, puede haber roturas vasculares de diversa consideración, que hacen que haya glóbulos rojos en distintas fases de degradación, afectando a la señal en su conjunto (GILL, 1993); sin embargo, atendiendo a los resultados obtenidos para potrillos y adultos sanos, el valor medio de IS de la capa interna también es superior, de forma altamente significativa, en potrillos que en adultos; esto podría deberse a la mayor hidratación que poseerían los jóvenes (SILVERTHORN y col., 2008), ya que, aunque el agua libre no daría lugar a señal en T1 SE, podrían poseer, merced a esa hidratación, una mayor cantidad de agua asociada a moléculas de diferentes tamaños, que sí daría lugar a señal en esta potenciación; de hecho, aunque no se ha realizado un ANOVA al respecto, se puede observar en la gráfica de la Figura 219 que los potrillos sin lesión presentan mayor IS en T1 SE que en las otras 3 potenciaciones, lo que indica que la mayor hidratación de sus tejidos, en principio, no implicaría una mayor proporción de agua libre que daría lugar a mayor señal en T2 en sus dos variantes, sino una mayor proporción de agua ligada a ciertas moléculas. Esto nos plantea la duda de si el hecho de tener una mayor IS en los individuos muy jóvenes sanos justificaría, por sí mismo, una mayor señal en los afectados por un edema inflamatorio, respecto al edema por decúbito prolongado de los adultos; es decir, podría darse el caso de que el líquido extravasado en los dos grupos con edema aumentara el grosor y la IS emitida por el tejido subcutáneo pero como, en los potrillos, se parte de un subcutáneo con una mayor IS de base en el tejido no alterado, puede que esta mayor intensidad inicial sea la causante de la diferencia de IS entre los grupos de adultos con edema por decúbito y los de potrillos con edema inflamatorio, y que no sea la distinta naturaleza del líquido extravasado la causante de tal diferencia de IS media entre los grupos con lesión. Cuando observamos los resultados en DP SE, vemos que, entre adultos y potrillos sanos, sigue habiendo una diferencia altamente significativa, con una media de IS mayor en potrillos; sin embargo, en adultos y potrillos con lesión en la piel, esta diferencia de IS se invierte, siendo los adultos con edema por decúbito los que presentan una mayor IS media, y siendo también esta diferencia de medias altamente

significativa. En DP SE, cuando se recoge la señal de un tejido, prima la densidad de protones de hidrógeno capaces de producir señal en el mismo (GILI, 1993), y producen alta señal tanto el agua libre como el agua ligada y otras moléculas diversas, entre ellas los lípidos. En este caso, ya no podemos decir que las diferencias de IS del tejido subcutáneo, de los grupos de animales sanos, dé lugar a la diferencia de IS del subcutáneo de los grupos en que se ha engrosado esta capa por extravasación de líquidos, ya que la relación de IS se ha invertido. En T2 FSTIR, donde la señal de la grasa se elimina casi en su totalidad y el agua libre es la que da lugar a mayor IS (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), no se hallaron diferencias significativas entre la IS media del subcutáneo de los animales sanos, pero éstas sí que eran altamente significativas cuando se comparaban el edema por decúbito y el inflamatorio, siendo, al igual que en DP SE, mayor en el grupo de adultos con edema por decúbito; esto implica que, aunque en todas las potenciaciones aumenta la IS media del subcutáneo cuando hay edema, no lo hace de igual forma en todas ellas si éste es inflamatorio que si es por decúbito; de manera que, a medida que predomine uno u otro componente, si relacionamos dos imágenes o grupos de imágenes, lo esperable es que en la imagen en que predomine el componente inflamatorio, la IS sea mayor en T1 SE y menor en DP SE y T2 FSTIR que en el grupo en que predomine el componente puramente hidrostático como causa del edema. De esta manera, si tenemos estandarizado un protocolo, podemos guardar imágenes de referencia de casos conocidos, que nos sirvan para diagnosticar el componente predominante de un edema en un caso clínico concreto; también podríamos intentar referenciar la hiper o hipointensidad de esta capa respecto a otro tejido o estructura, como ya hemos señalado en trabajos anteriores (FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2009 y 2014), para intentar discriminar el componente predominante en la causa del edema si no tenemos imagen de grupo de referencia; pero lo ideal, por los resultados aquí obtenidos, sería poder contar con imágenes de referencia conocidas potenciadas en T1 SE, DP SE y T2 FSTIR.

6.1.1.6. DESCRIPCIÓN DE LA IRM DE OTRAS LESIONES ENCONTRADAS EN LA PIEL

6.1.1.6.A. ÚLCERA POR PRESIÓN

Como ya se puso de manifiesto en la parte de resultados, se trataba de una úlcera por presión en cuya zona central, a la inspección clínica, se encontraba afectada la

dermis en todo su grosor, llegando incluso a apreciarse el tejido subcutáneo inflamado; clasificándose, por lo tanto, en función de su gravedad, como una úlcera de grado III (MARTÍNEZ, 2006). En las partes menos afectadas, las más alejadas del centro de la úlcera de la tuberosidad calcánea, se podía distinguir las tres capas de la piel en todas las potenciaciones, aunque con menor resolución y más difuminadas en las potenciaciones en T2, sobre todo en T2 FSTIR (imagen A de las Figura 220, Figura 221, Figura 222 y Figura 223), lo que coincide con el resto de los resultados obtenidos hasta ahora en el presente trabajo, en los que las imágenes T2 adolecían de un menor contraste, siendo menos aptas para la identificación de las diferentes capas. Esta zona sufriría unas alteraciones equivalentes a los estadios iniciales de las úlceras por presión, en los que se inicia la inflamación debido a los primeros daños vasculares, o lo que es lo mismo, a un grado I de gravedad (MARTÍNEZ, 2006). Cuando nos aproximábamos 6 mm hacia el borde de la úlcera, encontramos que los grosores e intensidades de señal de las capas externa e interna aumentaban (imagen B de las Figura 220, Figura 221, Figura 222 y Figura 223), lo que coincidía con una zona de reacción inflamatoria, donde la dermis no había sufrido todavía solución de continuidad, pero en la que la epidermis sí que presentaba solución de continuidad y la dermis se encontraba afectada, lo que equivaldría a un grado II de gravedad (MARTÍNEZ, 2006). En esta zona, la capa media, aparentemente, conservaba su grosor, pero aumentaba la IS, es decir, disminuía su hipointensidad en relación a las otras dos, lo que es coherente con los resultados obtenidos, para la capa media, en el grupo de potrillos con inflamación por fractura objeto de este estudio. Avanzando otros 6 mm hacia el centro de la úlcera, donde la parte más externa de la piel ya se encuentra algo afectada, apreciamos que las capas externa y media presentaban una apariencia adelgazada, y que la interna aumentaba manifiestamente su grosor e intensidad de señal, coincidiendo también con los resultados registrados en nuestro estudio para el grupo con edema inflamatorio; el aumento de grosor e IS de la capa interna a este nivel se observaba en las cuatro potenciaciones, sin embargo, el adelgazamiento de las capas externa y media sólo se distinguía adecuadamente en T1 SE y DP SE, debido a la pérdida de contraste entre estructuras de las imágenes potenciadas en T2 (imagen C de las Figura 220, Figura 221, Figura 222 y Figura 223). Finalmente, en la zona central de la úlcera, observamos la desaparición o solución de continuidad de las capas externa y media, y sendos aumentos del grosor y de la IS de la capa interna; esto se pudo observar en las cuatro

potenciaciones, sin embargo, la alta IS fue más notoria en DP SE (imagen D de las Figura 220, Figura 221, Figura 222 y Figura 223).

Al comparar la capa interna de la zona central de la úlcera con la capa interna de otro adulto afectado de edema por decúbito prolongado, y con el edema inflamatorio de origen traumático de un potrillo de tres meses, se apreció que, en T1 SE, el edema por decúbito presentaba una capa interna más granular y con unos dos o tres tonos de gris más oscura que la capa interna de la zona afectada por la úlcera; a su vez, esta capa interna de la úlcera presentaba también unos dos o tres tonos menos de gris que la capa interna del potrillo afectado de edema por fractura conminuta (Figura 224). En DP SE, a la observación subjetiva, la capa interna presentaba mayor IS que en ninguna de las potenciaciones estudiadas para el edema por decúbito y para la úlcera; para el caso de la fractura, era muy similar o quizá incluso algo menor, con un tono casi indistinguible del que tenía en T1 SE. En esta potenciación, la IS de los tres casos era prácticamente idéntica mediante la observación directa, con, tan sólo, una pequeña zona más superficial en la úlcera con menor IS (Figura 225). En T2 FSE, la capa interna del edema por decúbito era la que mayor IS tenía, al menos tres tonos por encima del caso del edema por fractura y entre 4 y 6 tonos por encima del caso de la úlcera, que era la imagen que presentaba, de las tres, una menor IS en esta potenciación; también en esta imagen de la úlcera, la zona más externa de la capa interna presentaba menor IS (Figura 226). En T2 FSTIR, la imagen de la capa interna tenía una IS muy similar a la que presenta en T2 FSE, aunque con los límites algo menos definidos; quizá, en los casos de la úlcera y el edema por fractura, el tono de gris presente un punto más elevado o blanco. Al igual que en DP SE y T2 FSE, en la imagen de la úlcera, la zona más externa de la capa interna presentaba menor intensidad que la zona más profunda (Figura 227). Se observó también que, en el caso de la úlcera por presión, que por definición es un caso de edema asociado a una reacción inflamatoria y no un edema causado por mera diferencia de presión hidrostática (MARTÍNEZ, 2006), hay diferencias de IS, sobre todo si comparamos las imágenes potenciadas en T1 SE y las potenciadas en T2, que lo asemejan más al edema inflamatorio por fractura que al edema por decúbito prolongado.

Todo esto, en general, concuerda con lo señalado en la discusión de los apartados anteriores ya que, teniendo en cuenta que en la etiopatogenia de este tipo de úlcera, hay un compromiso circulatorio que produce necrosis tisular e inflamación consecuente, con el fin de reparar los daños ocasionados, la extravasación de líquidos y de moléculas se

dará principalmente por alteración de la permeabilidad vascular debida a los mediadores de la inflamación (PRYDE, 2009) y no por diferencias de presión hidrostática, como ocurre principalmente en el caso de edema por decúbito (MITCHELL, 2008); de hecho, estos líquidos extravasados reciben incluso nombres diferentes debido a sus distintas concentraciones de proteínas, llamándose trasudado al que se produce por diferencias de presión hidrostática, que presenta una densidad específica menor de 1.012, y exudado al producido por la alteración de la permeabilidad vascular en la inflamación, que, a su vez, es rico en proteínas y tiene una densidad específica que suele ser superior a 1.020 (MITCHELL, 2008). Esto lleva a que, en T1 SE, según los resultados expuestos para la piel (Figura 219), la capa interna de la úlcera debería tener una IS mayor que la capa interna del caso de edema por decúbito, por gozar de un mayor componente inflamatorio; o lo que es lo mismo, por existir menos moléculas y células asociadas a la reacción inflamatoria en los líquidos extravasados y, por lo tanto, haber una mayor proporción de agua libre en los mismos, en el caso de edema por decúbito, la IS en T1 SE debería ser menor, como efectivamente podemos observar en la Figura 224. En la potenciación DP SE, los dos casos deberían tener una IS muy similar, alta en ambos, aunque algo inferior en la úlcera según nuestros resultados, y en la Figura 225 se puede observar este extremo, aunque, a la observación subjetiva, no se puede apreciar efectivamente si es o no algo menor la IS de la úlcera. En las potenciaciones T2, la capa interna de la zona ulcerada debería poseer una menor IS que la capa interna de la zona afectada de edema por decúbito, por las mismas razones que en T1 SE la poseía mayor, y así se puede ver en las Figura 226 y Figura 227; sin embargo, cuando comparamos la capa interna de la zona ulcerada con la capa interna de la zona afectada de inflamación por fractura, lo supuestamente esperable sería que su IS fuera casi idéntica, por tratarse de dos casos en que predominan los líquidos extravasados como consecuencia de una alteración de la permeabilidad vascular, pero, si bien es cierto que sus IS se asemejan más entre sí que con la IS de la capa interna de la zona afectada con edema por decúbito, vemos que también hay alguna diferencia entre ellas, sobre todo en T1 SE, aunque también en las potenciaciones T2. Esto puede deberse a que partimos de animales de diferentes características, ya que las imágenes de la úlcera provienen de un animal adulto y las de la fractura de un potrillo de 3 meses, y ya hemos comprobado que, entre potrillos y adultos sanos, hay diferencias significativas entre la IS media de sus capas internas en la potenciación T1 SE; a esto hay que añadir que, en el caso de la fractura, hay una rotura vascular y una hemorragia muy significativas, y que los restos de sangre

fresca y en degradación alteran, sin lugar a dudas, la IS de la imagen (GILI, 1993); además, los líquidos extravasados al romperse una arteria, vena o capilar, dejando aparte los glóbulos rojos, trombocitos y otras células, no serán de las mismas características que los extravasados a través de la pared del vaso, aunque su permeabilidad haya sido alterada por los mediadores de la inflamación (PRYDE, 2009). Es por esto que, quizá, sea incluso más representativa de una inflamación la imagen de la capa interna de la úlcera que la de la fractura; sin embargo, debido a que se trata de un caso particular y con un número de imágenes muy limitado, no se ha podido realizar un estudio estadístico comparativo, como el que sí se ha hecho en el caso del edema inflamatorio por fractura. En conclusión, este caso de úlcera parece apoyar la hipótesis, sobre todo basándonos en las imágenes potenciadas en T1 SE y T2 FSTIR, y con imágenes de referencia adecuadas, de que podemos diagnosticar si un tejido subcutáneo engrosado posee un mayor componente inflamatorio o un mayor componente edematoso de causas puramente hidrostáticas, lo que ya apuntábamos como posible en algunos trabajos previos (FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2009 y 2014).

6.1.1.6.B. CICATRIZ SUPERFICIAL

Al igual que en la descripción de la úlcera, para caracterizar correctamente este hallazgo, teníamos que partir de la estructura que describimos como normal para la piel de un equino adulto; es decir, de la estructura en vía de tren o tricapa que se puede observar, con mayor o menor nitidez, en las cuatro potenciaciones vistas. La lesión se trataba de una cicatriz superficial en la cara lateral del tarso izquierdo de un caballo adulto, a nivel de la articulación tarso metatarsiana. Cuando observábamos los cortes coronales potenciados en T1 SE de esta lesión, veíamos que se lograba visualizar las tres capas descritas para la piel, aunque la capa media se encontraba manifiestamente engrosada en ese lugar, y con una pequeña mancha hiperintensa en el centro; sin embargo, la capa externa no sólo no está engrosada, sino que en la zona central de la lesión parecía estar adelgazada, e incluso, en uno de los dos cortes mostrados, parecía presentar un punto de solución de continuidad (imagen B, Figura 228), aunque la valoración en esta imagen era un poco comprometida, ya que el cambio de dirección en la superficie de la piel, respecto al plano de corte, hace que aumente considerablemente el artefacto de volumen parcial en ese punto. La capa interna, por otro lado, no parecía presentar alteraciones apreciables a simple vista en esta potenciación (Figura 228).

En estos mismos cortes potenciados en DP SE, se podía apreciar las mismas características que en las imágenes potenciadas en T1 SE, aunque la capa interna parecía ganar entidad, observándose un poco más gruesa aunque menos intensa, mientras que la capa media presentaba en la zona de engrosamiento una mancha hiperintensa en relación al resto de la misma. Las dos capas de mayor intensidad y la mancha central de la zona engrosada de la capa media, en el centro de la cicatriz, presentaban un mayor grosor, como si estuvieran difuminadas en relación a la imagen que originan en la potenciación T1 SE, aunque tenían un tono un poco más oscuro que en la anterior potenciación; esto generó que, a la observación, la capa media presentara una apariencia más delgada en DP SE que en T1 SE (Figura 229), lo que podría derivarse de una intensidad de señal diferente de las zonas de transición entre unas capas y otras o, simplemente, de que se haya obtenido una imagen en DP SE de peor calidad en que la resolución fuera menor; de cualquier manera, al ser un caso único, esto es muy difícil de discernir.

En los cortes potenciados en T2 FSE, podíamos apreciar casi las mismas características que en T1 SE, aunque con alguna pequeña diferencia; en la imagen A de la Figura 230, en lugar de apreciarse un adelgazamiento de la capa externa, se apreciaba una solución de continuidad de la misma, y se observaba mucha menor IS de las capas hiperintensas que en T1 SE o DP SE. En la imagen B de la Figura 230, seguía apreciándose la solución de continuidad de capa externa, pero la capa interna era prácticamente indistinguible. La capa externa, en la imagen A de la Figura 230, presentaba un grosor semejante al de la potenciación DP SE, como si estuviera un poco más difuminada que en T1 SE; sin embargo, la capa interna, aunque con mucha menor IS que en T1 SE, presentaba un grosor similar al de esta última potenciación.

Por otra parte, en la potenciación T2 FSTIR, la resolución y definición de la imagen eran aún peores que en T2 FSE, siendo, por supuesto, más difícil apreciar las capas de la piel, así como los engrosamientos y características observadas en las potenciaciones T1 SE y DP SE, e incluso, más difícil que en T2 FSE. En las imágenes A y B de la Figura 231, a duras penas pudimos apreciar la solución de continuidad que se apreciaba en la potenciación T2 FSE.

Está claro, por lo tanto, que sin el apoyo de las potenciaciones T1 SE y DP SE, la lesión sería muy difícil de describir, e incluso, de localizar e identificar. Las capas

afectadas estarán relacionadas con las características y profundidad iniciales de la herida que, en este caso, parece no afectar de forma aparente a la capa interna o tejido subcutáneo, mientras que sí afecta de forma importante a las dos capas de la dermis. La más externa aún no se ha regenerado y reestructurado en su totalidad ya que, en caso contrario, no debería observarse solución de continuidad en ninguna de las potenciaciones, pero sobre todo en T1 SE y DP SE pues, en T2, la menor definición observada para la piel en este trabajo, podría llevarnos a una mala interpretación y a identificar pérdidas de señal derivadas del tipo de potenciación o de artefactos como soluciones de continuidad. La capa fibrosa de la dermis o capa media de la piel, en IRM, está engrosada por el proceso de cicatrización, que genera un engrosamiento de baja señal en todas las potenciaciones con un pequeño núcleo con algo de señal, sobre todo en DP SE y en T1 SE. Esta señal en T1 SE y DP SE, y la baja señal en las potenciaciones T2, coinciden con una lesión antigua, ya fibrosada, y en proceso de reestructuración y redireccionamiento de las fibras de colágeno. La antigüedad de la lesión hace que ya no haya inflamación y que, probablemente, las neoformaciones vasculares ya hayan involucionado, reduciéndose en número y tamaño hasta niveles similares al original (RODRÍGUEZ y col., 1994), por lo tanto, no debería existir un incremento apreciable del agua libre en esa zona, con lo que se explica la falta de señal en T2 FSE y T2 FSTIR (GILI, 1993); sin embargo, la cicatriz sigue presentando señal en T1 SE y DP SE, lo que concuerda, en parte, con los resultados de otros autores (DYSON y col., 2005) que concluyen que, en ciertas estructuras fibrosas como los tendones, las lesiones crónicas dan lugar a marcas persistentes de incremento de señal en las imágenes potenciadas e T1, mientras que en T2 dicha señal desaparecería o se reduciría notablemente. Esto, teniendo en cuenta que el artefacto de ángulo mágico, teóricamente, podría aparecer en otras estructuras fibrosas, basándonos en los efectos de anisotropía que se presentan en las fibras de colágeno de ciertas estructuras como dichos tendones (GILI, 1993), podría estar relacionado con el hecho de que, en una cicatriz, las fibras se están reorganizando durante mucho tiempo y van adquiriendo la dirección original de forma lenta (RODRÍGUEZ y col., 1994) , con lo que una parte de ellas podría dar lugar a señal por culpa de este artefacto, lo que explicaría que la IS sea mucho menor en las potenciaciones T2 (BUSONI y SNAPS, 2002; WERP Y col., 2010). También podría ser por que, aunque ya no hubiera agua libre apreciable, la reestructuración y reparación lentas fueran acompañadas de una mayor actividad celular y molecular, a la que las potenciaciones T1 SE y DP SE son más sensibles; o quizá, a

una combinación de los dos supuestos. En cualquier caso, como hemos dicho, estas imágenes concuerdan con las citadas características de cicatrización avanzada en reorganización que, exteriormente, vemos como una herida cicatrizada.

En la Figura 232, podíamos ver esta alteración en las cuatro potenciaciones, en un corte transversal, a nivel de la articulación tarsometatarsiana, lo que ayudó a identificar la orientación de la solución de continuidad en la señal hiperintensa de la capa externa, observándose dispuesta de plantar a dorsal.

El hecho de observar las mismas características en el corte transversal (Figura 232) que en el coronal, indicaría, según algunos autores (DYSON y col., 2004 y 2005; OLIVE, 2010), que la lesión o alteración es real y que no se trata de un artefacto, ya que se suele admitir que, para considerar un signo de lesión como cierto, debe observarse en más de un plano de corte y en más de una potenciación. El que aparezca en más de un plano de corte, a nuestro entender, minimizaría el riesgo de que lo observado se debiera a un artefacto de volumen parcial, ya que el hecho de que se de un artefacto de volumen parcial, que genere un falso signo de lesión en dos planos de corte distintos, se reduce bastante, por una mera razón de estructura tridimensional y ancho de corte, y el hecho de que se aprecie en más de una potenciación reduciría el riesgo de que se derivara de otros tipos de artefacto, como los de ángulo mágico o de susceptibilidad magnética, ya que las diferentes potenciaciones tienen diferente sensibilidad para ciertos artefactos (VILAR, 1991; GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000; BUSONI y SNAPS, 2002; SPRIET y col., 2007; WERP Y y col., 2010; HELMS y col., 2011). Cuando se observa la línea hipointensa que atraviesa la capa externa en dirección plantar, se puede apreciar que tiene una IS muy similar al resto de la capa media en las cuatro potenciaciones, con lo que, en principio, sería compatible con una estructura fibrosa, probablemente formada en el punto en que se produjo la solución de continuidad de la capa externa de la dermis, en el momento de la herida. Este trayecto en dirección plantar explica el hecho de que, en los cortes coronales, la imagen más dorsal de las potenciadas en T1 SE y DP SE (imagen A de las Figura 228 y Figura 229) no presentara una solución de continuidad clara, mientras que en la más plantar (imagen B de las Figura 228 y Figura 229) sí se apreciara tal solución de continuidad, porque este último corte coincidiría, en su mayor parte, sobre la solución de continuidad o punto de salida que se observa en las imágenes transversales (Figura 232). En estos cortes transversales, también se podía apreciar una especie de solapa, en la zona plantaromedial, que no era nada más que un extremo

periférico del espejuelo, por lo que hay que interpretar cuidadosamente más de una imagen en la serie para no confundir otras estructuras, como el extremo periférico del espejuelo, (Figura 232) con escaras o cicatrices; vemos que esta estructura no presenta alteración alguna en la estructura tricapa de la piel, sino que se superpone a la capa externa, a diferencia de la cicatriz verdadera.

En la Figura 233, se podía observar una pequeña alteración, con forma típica de artefacto de susceptibilidad magnética, en la zona de apoyo del corvejón sobre la antena, donde probablemente haya decantado alguna gota de agua con suciedad, causante dicha anomalía (GILI, 1993; HECHT y col., 2011; COUSSEMENT, 2000; HELMS y col., 2011), que no se debería confundir con una lesión como la cicatriz vista, ya que no sólo no hay engrosamiento de la capa media, sino que se produce una depresión con un aumento de señal de la capa externa y se conserva la estructura en vía de tren de la piel.

También en la Figura 233, se podía observar el espejuelo en su zona central, donde las tres capas de la piel conservan su grosor o incluso estaban ligeramente adelgazadas las capas media e interna, con un incremento de la señal de la capa externa, apreciable bajo el espejuelo, y una masa córnea de alta intensidad de señal sobre dicha capa externa. En esta estructura, la diferencia con una alteración, como una cicatriz, es evidente más allá de la existencia clara de la concreción córnea; así las cosas, lo principal, y a nuestro juicio la diferencia más importante en relación con la cicatriz, es la ausencia de engrosamiento en las tres capas y la falta de un punto de solución de continuidad.

6.1.2. IRM DEL CASCO

6.1.2.1. IRM DEL PERIOPLE

Esta formación cuticular, según algunos autores (GONZALEZ y GOYOAGA, 2002; KAINER, 2003), se continúa proximalmente con la epidermis de la piel. Se origina en el corion perióplico y cubre el tercio proximal de la pared, protegiéndola de la desecación y la hiperhidratación exógena, conservando así su flexibilidad y elasticidad idóneas (SÁNCHEZ-VALLE, 2008); no obstante, nosotros hemos observado que la porción de pared que recubre varía en función del animal y de la localización en el perímetro del casco.

En la IRM del periople, a diferencia de lo encontrado en toda la bibliografía revisada al respecto, según la que sólo se había podido visualizar esta estructura en T2 FSE, en cortes sagitales, mediante el uso de un imán de 7,1 T (KELLER y col., 2006), en nuestro trabajo, pese a haber sido realizado mediante un imán de bajo campo magnético (0,2 T), pudimos visualizarla y analizarla en las cuatro potenciaciones estudiadas y en los tres planos del espacio utilizados, eso sí, no en todos los animales, por lo que pensamos que, en los trabajos encontrados en los que no se pudo visualizar pese a haber utilizado varias potenciaciones diferentes y un imán de alto campo (ARBLE y col., 2009), quizá haya influido el número de animales empleados. Es llamativo que, al igual que ocurría con la capa externa de la piel, se observe en las tres potenciaciones como una estructura hiperintensa respecto al aire y al estrato o capa subyacente que, en el caso del periople, se trata de la pared del casco; eso indica que algo en su composición y estructura histológica lo hace diferente al estrato subyacente de pared y que, pese a que está compuesto también de cuerno tubular e intertubular (SÁNCHEZ-VALLE, 2008), es susceptible de producir una señal mayor que la del ruido y que la que produce la capa media del casco o pared en las cuatro potenciaciones vistas.

Considerando las cuatro potenciaciones en conjunto, en los cortes sagitales cercanos al eje de la extremidad es donde mejor, y con más frecuencia, se visualizó, tanto en las lumbres como en los talones; en los cortes transversales se observa con menor frecuencia y en los coronales es donde menos frecuentemente son aptas las imágenes para su valoración. El hecho de que se visualice mejor o peor en un plano u

otro, creemos que puede tener su origen en la entidad que posee la estructura en el punto de corte en que sufre un menor artefacto de volumen parcial para dicho plano; es decir, si obtenemos imágenes de cortes sagitales en la zona de las cuartas partes, llegaría un momento en que el plano de corte sería casi tangencial a la superficie del periople y, por efecto del artefacto de volumen parcial o promedio (VILAR, 1991), el periople sería muy difícil de identificar y su señal estaría muy contaminada por la de otras estructuras adyacentes; sin embargo, en el corte que coincidiera en la zona central de las lumbres, su plano sería perpendicular a la superficie de la estructura y, por lo tanto, el artefacto de volumen parcial se minimizaría; si el periople tiene una entidad suficiente en esa localización, como suele ocurrir, se visualizará mejor, por el contrario, en la zona de cuartas partes no se verá nada bien aunque tenga un tamaño y grosor suficientes. Por todo esto, para cada plano de corte, habrá un punto o puntos en los que éste será perpendicular, o casi, a la superficie del periople, y el hecho de que se visualice mejor o peor dependerá de la longitud y grosor de la estructura en ese punto. Probablemente, debido a esto, en los estudios cuyos cortes se realizaron en el plano sagital, la imagen que permitía una mejor valoración del periople en la zona de las lumbres, por lo general, no coincidía con la que permitía una mejor valoración en la zona de los talones. También por esta razón, se explicaría el hecho de que, en los cortes transversales, se identificara mejor en la zona de lumbres y en los coronales en los hombros o cuartas partes; en cualquier caso, como ya hemos dicho, no se observa de forma constante e influyen mucho su longitud y grosor en la extremidad concreta a estudiar, es decir, cuanta mayor es su entidad en una pieza anatómica mejor se identifica y valora. No obstante, dado que en el momento de realizar las imágenes, no se anotó si se apreciaba el periople a la inspección de la pieza o del animal vivo, ni hasta donde llegaba, realmente no conocemos en qué casos no se aprecia visualmente y tampoco en la RM, ni en que casos se observa a la inspección pero no se distingue en las imágenes de RM.

Hay que tener muy en cuenta también que, al ser una estructura externa del casco, es altamente susceptible de contaminarse con restos de suciedad que puedan dar lugar a artefactos o, simplemente, a una señal diferente que podríamos interpretar como una variación en la señal del periople; además, el hecho de que muchas extremidades fueran descongeladas en agua tibia, probablemente haya causado una sobrehidratación de la estructura, que puede haber influido en su IS en mayor o menor grado según la potenciación (GILI, 1993).

6.1.2.1.A. IMÁGENES POTENCIADAS EN T1 SE DEL PERIOPLE

Sabemos que, en esta potenciación, la señal que se recoge tiene su origen en los H^+ de las moléculas de tamaño medio, fundamentalmente de las moléculas grasas, aunque también que el agua ligada a moléculas, pero en menor medida, da lugar también a señal en T1 SE (GILI, 1993); sin embargo, el periople es una estructura no grasa (SÁNCHEZ-VALLE, 2008) cuya señal, en principio, deberíamos achacar a una porción variable de agua ligada, lo que podría verse muy influenciado por la humedad ambiental o la hidratación en el momento del examen de IRM. No obstante, hay que tener en cuenta que la piel de toda la extremidad posee glándulas sebáceas (YOUNG y HEATH, 2000) y que su secreción se desliza por gravedad sobre el periople, ayudada por el efecto de arrastre del sudor y el agua de lluvia, para terminar depositándose sobre la pared del casco, donde cumple funciones fundamentales relacionadas con el mantenimiento de la hidratación de dicha pared (SÁNCHEZ-VALLE, 2008); esta secreción sebácea, al poseer moléculas grasas generaría señal en T1 SE, sin embargo, puede que, al ser solamente una finísima capa superficial, su entidad sea tan pequeña que dicha señal sea imperceptible con el equipo de IRM y los parámetros utilizados en este trabajo. Hay que resaltar también que el periople presentaba un menor tono de gris que el corion perióplico, que lo limita proximalmente, y que el corion coronario, ambas estructuras vasculares, y este contraste nos ayudó a su delimitación proximal.

En los animales con infosura, ante la cronificación de la enfermedad, el casco sufre un crecimiento anómalo que da lugar a que la tapa presente unos ceños o surcos y sufra una concavidad, que es más acusada en la zona de las lumbres (PEREYRA y SÁNCHEZ, 2011) y, como era de esperar, el periople se adapta a esta deformación, razón por la que, en nuestro estudio, en los cortes sagitales más axiales, se puede visualizar, e incluso se podría medir, probablemente con precisión, la rotación y descenso del tejuelo sin necesidad de contraste, en los casos en que esta estructura se aprecia en la imagen. Esta evaluación se podría llevar a cabo directamente mediante las herramientas de medición de distancias y ángulos que nos proporciona el programa Osiris 4.19®.

En casi todos los cortes no aptos, se llega a observar el comienzo del periople naciendo del corion perióplico, pero su entidad no permitió su aislamiento y valoración mediante Osiris 4.19®, con lo que en la práctica, los consideramos no aptos y, por lo

tanto, los incluimos en aquellos estudios en los que el periople no se pudo identificar; esto ocurrió con mayor frecuencia en los estudios con FOV 256.

Si observamos la gráfica 1 de la Figura 241, vemos que los animales inmaduros tienen mucha menor IS proveniente del periople que los adultos, lo que podría derivar de una diferencia en la composición del periople, con menor agua ligada, en los inmaduros, cosa poco probable por la mayor hidratación general de los jóvenes (SILVERTHORN y col., 2008), o bien, lo que parece más probable, de un mayor artefacto de volumen parcial, al ser una estructura en forma de fina capa y tener menor tamaño en los jóvenes que en los adultos, con lo que estaría contaminada, en mayor medida, con la señal del aire y del resto de la pared del casco (VILAR, 1991); sin embargo, este resultado ha de barajarse con mucha cautela, ya que, en este grupo, sólo se recogió un dato, lo que puede dar lugar a cualquier tipo de resultado, como consecuencia del tamaño de la muestra y, por ende de la falta de representatividad estadística. Este pequeño tamaño de la muestra, unido al mayor artefacto de volumen parcial que se produce en las imágenes de menor matriz (VILAR, 1991), puede que haya conducido a que la diferencia entre las IS de los animales con infosura y de los maduros sin lesión sea mínima en las imágenes con FOV 256, ya que en las imágenes con FOV 512, que en la piel ya demostraron ser más estables y regulares en cuanto a resultados de IS que las de menor matriz, hay una diferencia notable entre estos dos grupos. Esta diferencia hay que estudiarla con cuidado ya que, si bien es cierto que el periople no posee una estructura grasa que pudiera dar lugar a alta una IS en T1 SE, y que la señal, debería provenir del agua ligada a moléculas (GILI, 1993), entonces, en los adultos con infosura debería existir alguna alteración en la composición de esta estructura que aumentara la proporción de agua ligada respecto a los adultos sin lesión, o bien, la entidad de la estructura debería aumentar, con lo que disminuiría el artefacto de volumen parcial de la misma y aumentaría su IS consecuentemente. Además, el hecho de que el periople asuma la concavidad y los ceños de la tapa, observados en los casos crónicos (PEREYRA y SÁNCHEZ, 2011), podría dificultar el deslizamiento del agua y la producción sebácea cutánea, con lo que esta estructura podría estar más hidratada y presentar una mayor cantidad de moléculas grasas en su superficie. Esta modificación morfológica y quizá estructural del periople podría derivar de las alteraciones y compromisos vasculares o metabólicos que se producen a nivel de los rodetes coronario y perióplico, sobre todo en el aspecto más dorsal, debidos a la

rotación del tejuelo. Estas alteraciones incluyen cambios en la distribución del riego del casco en su conjunto, debido a que éste se encuentra comprometido en ciertas zonas (PEREYRA y SÁNCHEZ, 2011), lo que podría generar cambios en el metabolismo celular de ciertas estructuras como el corion perióplico, que a su vez podrían originar un periople con mayor entidad o diferente composición, además de la concavidad ya señalada.

En cuanto los tonos de gris (gráficas 2 y 3 de la Figura 241), se obtuvo un resultado en las imágenes con FOV 512, tanto en el caso del gris principal como en el del secundario, acorde con el resultado de las IS, lo que es lógico ya que, si no hay artefactos que lo distorsionen, como el de ganancia (GILI, 1993), y pese a los ajustes necesarios para trasladar el valor de la IS a tono de gris de pantalla (GIRARD y col., 1995; LÓPEZ-POVEDA, 2006), el tono de gris intenta ser un reflejo lo más ajustado posible a la IS. El hecho de que el gris principal presentara un tono superior al doble del correspondiente al gris secundario en cada uno de los grupos, sólo indica que había un contraste importante entre las zonas más claras y las más oscuras en la señal del periople. Las imágenes con FOV 256 tenían unos tonos de gris primario y secundario más elevados en los adultos con infosura, lo que no seguía el patrón visto en la IS para este grupo; pero ya hemos dicho que las imágenes con menores FOV y matriz podrían ser menos fiables, debido a su mayor artefacto de volumen parcial que, unido al menor número de datos en estos grupos, hace más complicada su interpretación; no obstante, esto podría indicar que las diferencias entre adultos con infosura y adultos sanos, de alguna manera, se percibirían subjetivamente en el tono de gris, pero estarían enmascaradas en el valor de IS por fenómenos de imprecisión en la selección del área y artefactos de volumen parcial.

La heterogeneidad (gráfica 4, Figura 241) se mostró muy similar en todos los grupos de imágenes con FOV 512, aunque fue un poco menor en el grupo de adultos sanos, lo que parece indicar que, entre los tres grupos estudiados, no hay grandes diferencias en la distribución de las zonas con mayor y menor tono de gris ni grandes diferencias entre la intensidad de las zonas claras y oscuras. En las imágenes con FOV 256, los inmaduros sin lesión tuvieron también una heterogeneidad similar a los inmaduros sin lesión con mayor matriz; sin embargo, los adultos, tanto con infosura como sanos, presentaron mayor homogeneidad a la observación. El resultado de los inmaduros sin lesión, tanto con FOV 256 como con FOV 512, ya hemos dicho que

puede llevar a interpretaciones incorrectas por proceder de un solo dato, con lo que no entraremos en su valoración; sin embargo, en las imágenes con FOV 256 de los maduros sin lesión y de los maduros con infosura, el hecho de que la señal sea más homogénea con FOV que en los grupos homólogos con FOV 512 concuerda con los resultados obtenidos para la piel y, como se expuso en aquel caso, el hecho de que los vóxeles sean más grandes con menor matriz (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000) y de que, por lo tanto, haya un mayor artefacto de volumen parcial (VILAR, 1991), quizá haga que las imágenes con menor FOV tiendan a ser más homogéneas que las de mayores FOV y matriz.

El grosor medio (gráfica 5, Figura 241) era mayor en los grupos de imágenes con FOV 256, lo que concuerda con lo observado en las capas de la piel y que, al igual que en el caso de la heterogeneidad, achacamos a un mayor artefacto de volumen parcial o promedio, en este caso, debido a que dicho artefacto difuminaría los límites de la fina capa o cutícula de periople, y dado que externa e internamente estaría delimitada por estructuras con una IS y un tono de gris muy bajos, es decir, altamente hipointensas en relación al mencionado periople, la tendencia del observador sería a magnificar el ancho de la cutícula, porque habría zonas de aire contaminadas con señal de periople por artefacto de volumen parcial (VILAR, 1991). Por otra parte, aunque hemos dicho que el resultado del grupo de animales inmaduros debe valorarse con mucha precaución por el elevado sesgo, es lógico que su grosor sea menor en un animal más joven, ya que todo su organismo es de menor tamaño que el del adulto, lo que concuerda con nuestros resultados, ya que este grupo presentó un menor grosor que los otros dos, tanto en imágenes con FOV 256 como en las de FOV 512. Por otra parte, resulta curioso y digno de mencionar que entre los grupos de animales maduros, tanto para las imágenes con FOV 256 como para las de FOV 512, los animales con infosura presentaran un mayor grosor que los animales sanos, lo que concuerda con los resultados obtenidos en cuanto a IS para estos grupos, y que podría sustentar la idea de que, al menos parte de la mayor IS que presentan los animales con infosura frente a los sanos pueda derivar de una mayor entidad de la estructura que, al ser el periople fisiológicamente una fina capa y, por lo tanto, estar muy influenciado por el artefacto de volumen parcial (VILAR, 1991), el hecho de por alguna circunstancia se engrose y de que dicho artefacto se produzca en la periferia, haría que, cuando tenga una mayor entidad, exista una mayor área central con un efecto de volumen promedio menor o nulo y, en consecuencia, al estar adyacente

en sus caras externa e interna a estructuras hipointensas, se elevaría la IS promedio de toda el área respecto a otros individuos que presentaran un periople más fino.

La textura (gráfica 7, Figura 241) se clasificó como granular en el 100% de los casos, y el diámetro medio del grano (gráfica 6, Figura 241) siguió un patrón de diámetros entre grupos que reproducía fielmente al observado para el grosor del periople, lo que podría tener relación con la fragmentación en vóxeles, necesaria para la captación de información y su interpretación por parte del equipo de resonancia (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000); ya que, en el caso del periople, que está formado por cuerno tubular e intertubular (SÁNCHEZ-VALLE, 2008), no parece haber una justificación histológica que sustente la observación de esta textura granular.

6.1.2.1.B. IMÁGENES POTENCIADAS EN DP SE DEL PERIOPLE

Su descripción y localización no difiere, para esta potenciación, de la expuesta para las imágenes potenciadas en T1 SE; lo que, en cierta medida, es lógico ya que los tejidos que dan lugar a señal en T1 SE también lo hacen en DP SE, aunque no siempre ocurra al revés (GILI, 1991); sin embargo, aunque, en general en nuestro estudio, las imágenes potenciadas en DP SE presentaban una calidad, al menos, similar o incluso superior en ocasiones, a las potenciadas en T1 SE, el periople en concreto se observaba como una estructura con sus límites algo peor definidos que en la anterior potenciación estudiada; lo que podría derivar del hecho de que, en DP SE, el agua libre da lugar a señal, mientras que en T1 SE no (GILI, 1993), lo que haría que, en circunstancias de alta hidratación o humedad, como es el caso de muchas de las extremidades utilizadas por nosotros, que fueron descongeladas en agua templada, podría ocurrir que las zonas más periféricas del periople presentaran una señal aumentada que diera lugar a un mayor artefacto de volumen promedio, contaminando más la señal del aire adyacente y magnificando el tamaño de esta estructura. Este hecho concuerda con el dato recogido de que, la mayoría de las veces, el área seleccionada para abarcar el periople en las imágenes potenciadas en DP SE era superior a la seleccionada en imágenes de cortes idénticos potenciados en T1 SE.

También en esta potenciación, podemos observar que el periople presenta un menor tono de gris que el corion perióptico o el coronario, lo que comúnmente se describe como hipointenso en relación a esas estructuras (Figura 244); esto, teniendo en cuenta que en DP SE todo H^+ que pueda dar lugar a señal la produce (GILI, 1993),

indica que la estructura de cuerno tubular e intertubular del periople posee menor densidad de H^+ capaces de entrar en resonancia que el corion coronario y perióplico.

A diferencia de lo que ocurría en la piel, en el periople, la potenciación en DP SE no tenía una aptitud similar a la de T1 SE para la evaluación del mismo, sino que era notablemente menor; sin embargo, nosotros no encontramos justificación para este dato, ya que, en principio, las imágenes en esta potenciación, según nuestros resultados, suelen presentar una calidad parecida o, en ocasiones, superior a las de la potenciación T1 SE (Figura 245).

Cuando valoramos los resultados de la IS media (gráfica 1, Figura 247), observamos que los animales maduros con infosura superan ligeramente a los maduros sin lesión, aunque la diferencia es escasa, más si tenemos en cuenta el intervalo de confianza de las medias de estos dos grupos, lo que indica que, cualquiera que sea la razón que daba lugar a la diferencia de IS entre ellos en la potenciación T1 SE, no parece reproducirse en DP SE. Si recordamos que, en DP SE, todos los H^+ capaces de entrar en resonancia darán lugar a señal (GILI, 1993), y que ésta dependerá de la concentración de dichos protones, la diferencia de IS en T1 SE en estos dos grupos no debería radicar tanto en el mayor grosor del periople, como se barajó en el apartado anterior, como en variaciones existentes en la composición y estructura que hagan cambiar la concentración de agua ligada o la secreción sebácea cutánea depositada. Si esta diferencia dependiera del grosor y de la variación derivada del artefacto de volumen parcial (VILAR, 1991), debería trasladarse a la potenciación DP SE, mientras que las diferencias en las proporciones de agua libre y ligada, no tendrían por qué trasladarse a la IS en esta potenciación, ya que, en principio, no variaría la concentración de protones. No obstante, la cantidad de agua y secreción sebácea que se pudiera acumular en el animal con infosura debido a los ceños y la concavidad de la tapa sí que podría influir aumentando la señal en DP SE, ya que aumentaría la cantidad total y la concentración de H^+ capaces de entrar en resonancia; sin embargo, dado el resultado obtenido, no parece que esto se produzca, con lo que deberíamos encaminar nuestras sospechas, más bien, a un cambio en la relación de agua libre y ligada en el periople de los caballos enfermos. Por otro lado, los animales inmaduros sin lesión poseen mucha menor IS que los maduros en general, lo que podría derivar de un mayor efecto del artefacto de volumen parcial con el aire y la capa de casco subyacente, que

disminuyera la IS media; sin embargo, al derivar este dato de una única observación, no podemos entrar en mayores valoraciones por su casi nulo peso estadístico.

Cuando observamos los tonos de gris principal y secundario, existe una correspondencia con las relaciones del valor medio de IS de los grupos de animales maduros, lo que es perfectamente lógico, dadas las relaciones entre IS y tono de gris en pantalla (GIRARD y col., 1995; LOPEZ-POVEDA, 2006); sin embargo, mientras que para la IS, el grupo de inmaduros era el que tenía menor valor, su tono de gris principal es manifiestamente mayor que el de los grupos de maduros, pero como el tono de gris secundario de los inmaduros era el más bajo, y la diferencia entre el tono principal y el secundario era mayor en los inmaduros que en los grupos de maduros, es posible que, aunque las zonas de mayor tono derivaran de una IS alta, al calcular la media con las zonas de menor tono, que derivarían de una IS mucho más baja, dicha media descendería notablemente hasta el dato que hemos obtenido. No obstante, como ya hemos señalado en repetidas ocasiones, es muy arriesgado valorar un dato único, como ocurre en este grupo, es decir, hay que tener mucho cuidado con la valoración de los datos de gris primario del grupo de inmaduros, ya que realmente se trata de una única medición y no de un verdadero grupo, con lo que cualquier resultado puede ser debido al sesgo de la muestra. En cualquier caso, analizando el tono de gris secundario para todos los grupos en conjunto, se observa que, como ocurría en la mayor parte de los casos de las capas que calificábamos de hiperintensas en la piel, el tono más claro es el que ocupa una mayor superficie, o lo que es lo mismo, el gris principal o mayoritario es más claro que el secundario o minoritario que, por definición, ocupa menos superficie (gráficas 2 y 3 de la Figura 247).

La heterogeneidad (gráfica 4, Figura 247) era algo mayor en el grupo de maduros sin lesión, mientras que en los inmaduros sin lesión y en los maduros con infosura la señal es bastante homogénea y en torno a 1 en la escala que hemos diseñado; sin embargo, salvo el posible error en el resultado del grupo de inmaduros, por originarse a partir de un solo dato, no encontramos, en principio, razones que puedan justificar la diferencia de homogeneidad entre los maduros con infosura y los sanos, dado que sus IS medias eran muy similares.

El grosor medio aparecía casi idéntico en los maduros, ya padecieran infosura o no, y era mucho menor en el grupo de inmaduros, lo que, efectivamente, tiene sentido

por lo que ya hemos argumentado en diversos puntos de esta discusión, ya que todas las estructuras anatómicas de la extremidad, en principio, deberían presentar un tamaño menor al de un adulto de su misma especie y constitución. En el caso de los individuos con infosura, basándonos en los datos recogidos en esta potenciación, el grosor no parece verse afectado por las alteraciones circulatorias que acontecen en el casco durante este síndrome, ni tan siquiera por las debidas a la rotación del tejuelo (PEREYRA y SÁNCHEZ, 2011).

La textura (gráfica 7, Figura 247) nuevamente, se clasificó como granular en todas las imágenes que fueron aptas para la valoración de esta cutícula en DP SE, lo que, teniendo en cuenta que, histológicamente, no tiene una disposición que pudiera favorecer esta visión granular, ya que se compone de cuerno tubular e intertubular (SÁNCHEZ-VALLE, 2008), podría derivar simplemente del mecanismo de formación de la imagen mediante la fragmentación del corte en vóxeles (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), unido al inevitable artefacto de volumen parcial con el aire y con la capa de pared del casco sobre la que se sustenta (VILAR, 1991), que podría hacer que determinados vóxeles o grupos de vóxeles presentaran mayor IS que otros, aparentando, en conjunto, una textura granular. En esta textura, el diámetro del grano (gráfica 6, Figura 247) al igual que ocurría en las capas de la piel y en las imágenes del periople potenciadas en T1 SE, parecía estar correlacionada con el grosor de la estructura, aunque en este caso, en los animales adultos, no seguía un patrón tan exacto como en la anterior potenciación; una vez más, en relación a esto último, no hemos encontrado ninguna razón aparente que pudiera ser la causante.

6.1.2.1.C. IMÁGENES POTENCIADAS EN T2 SE DEL PERIOPLE

La capa de periople, en las imágenes potenciadas en T2 FSE, en principio, se visualizaba como se ha descrito de forma general para todas las potenciaciones objeto de estudio en este trabajo; es decir, como una capa hiperintensa en relación con el aire y con la parte de la pared del casco que se sitúa bajo ella (Figura 248), lo que indica que también es capaz de generar una señal visible y superior a la del aire y a la de la capa de pared de casco subyacente. Si tenemos en cuenta que en T2 SE, y por definición en T2 FSE, aquellos tejidos en que los H^+ liberen la energía de forma más coordinada darán lugar a una mayor IS (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), que esta estructura se compone de cuerno tubular e intertubular (SÁNCHEZ-VALLE, 2008) y que la

queratina, ya esté ordenada también en túbulos y material intertubular en la capa de pared de casco sobre la que se dispone el periople (SÁNCHEZ-VALLE, 2008; SÁNCHEZ y PEREYRA, 2009 y 2009b), o en forma de escamas como en el pelo, como hemos observado en los resultados de la piel, normalmente no suele dar lugar a señal (DENOIX y col., 1996; KLEITER y col., 1999), hemos de suponer que esta señal debería originarse a partir del agua contenida en la cutícula. Además, sabemos que esta agua dará lugar a señal en T1 SE si está ligada, y dará lugar a señal en T2 SE si está en forma libre (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), con lo que, teniendo en cuenta que no posee en su estructura tejido graso (SÁNCHEZ-VALLE, 2008) y que da lugar a una señal diferente de la pared de casco subyacente en ambas potenciaciones, hemos de suponer que lo hace en virtud a la hidratación que posee, y que su proporción de agua ligada dará lugar a la señal en T1 SE y su proporción de agua libre originará la señal recogida en T2 FSE. No obstante, tampoco hay que olvidar que, como ya hemos señalado, la secreción sebácea de la piel de la extremidad tiende a depositarse y deslizarse sobre el periople pero, teniendo en cuenta que, teóricamente y como se observa en la práctica habitualmente, dicha secreción se encontraría como una finísima capa superficial, y que en T2 SE la grasa da lugar a una IS moderada, muy por debajo de aquella a la que da lugar el agua libre (GILI, 1993), hemos de suponer que la señal recogida para esta estructura y esta potenciación, como acabamos de decir, está relacionada en esencia con el agua libre contenida en el periople.

En esta potenciación, sin embargo, identificamos el periople con mayor dificultad que en T1 SE o DP SE, ya que su imagen se observa mucho más distorsionada, con los límites peor definidos y con menor contraste respecto al aire y el resto del casco. En la mayor parte de las imágenes potenciadas de forma diferente que se obtienen del mismo corte, es decir, las que llamamos de cortes idénticos con diferente potenciación, el periople se evalúa mucho peor en T2 FSE que en T1 SE o DP SE; además, se discrimina menos superficie de periople en T2 FSE que en las otras dos potenciaciones (Figura 249 y Figura 250). En los animales inmaduros, potrillos y neonatos, no hemos obtenido ninguna imagen en la que se pueda valorar esta estructura en esta potenciación, lo que podría derivar simplemente de una menor calidad general de las imágenes T2 FSE respecto a las otras dos potenciaciones, extremo del que no hemos encontrado referencias al respecto en la bibliografía consultada, o de una proporción de agua libre menor que de agua ligada, que hiciera que la IS fuera menor en ésta que en las otras dos

potenciaciones mencionadas y que, por lo tanto, dificultara el establecimiento de los límites de la estructura.

Al contrario que lo que ocurría en T1 SE y DP SE, en esta potenciación, el periople presentaba un tono de gris que, a primera vista, no podíamos diferenciar claramente del corion perióplico, casi podríamos decir que se podía calificar de isoíntenso respecto a él; sin embargo, en relación al corion coronario, aparece hipointenso, como ocurría en T1 SE y DP SE (Figura 248, Figura 249 y Figura 251). Estas diferencias, de ambas porciones del corion respecto al periople, podrían radicar en que el corion coronario presentara una mayor proporción de vasos con sangre estancada en su interior que el perióplico (SÁNCHEZ-VALLE, 2008), por lo que esta sangre daría lugar a alta IS en T2 FSE (KLEITER y col., 1999; KOTANI y col., 1999); sin embargo, esto significaría, a su vez que, en T1 SE y DP SE, deberían existir otros factores que originaran una IS adicional a partir del corion perióplico y que incrementaran su señal por encima de la del periople, aparte de la señal de la sangre estancada intravascular, ya que, también en estas otras dos potenciaciones, dicha sangre poseería una IS alta según la bibliografía consultada (DENOIX y col., 1996; KLEITER y col., 1999; HEVESI y col., 2004; LATORRE y col., 2006).

Solamente en torno a un tercio de las imágenes aptas para la valoración del periople, en la potenciación T1 SE, fueron aptas para el mismo fin en la potenciación T2 FSE, lo que, probablemente, tenga la misma causa que la dificultad señalada para la delimitación del periople en esta potenciación, es decir, o bien una menor calidad de la imagen en este tipo de potenciación, o bien una menor proporción de agua libre en el periople, que daría lugar a una disminución de su señal y, por lo tanto, de la probabilidad de que una imagen concreta sea apta para su evaluación (Figura 252).

La intensidad de señal, en esta potenciación, era muy similar en los animales maduros sin lesión y en los maduros con infosura, para las imágenes con FOV 512, lo que podría indicar que los cambios acontecidos en la composición o estructura del periople en los animales que padecen infosura afectan, en mucha mayor medida, a la proporción de agua ligada que a la de agua libre, lo que, como se ha visto, acarrearía una considerable diferencia de IS entre los grupos de maduros sin lesión y maduros con infosura, en la potenciación T1 SE, pero no daría lugar a dicha diferencia en T2 FSE (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000). Por otra parte, los maduros sin lesión con FOV

256 presentaron una IS mucho menor que su grupo homólogo con FOV 512, lo que ha de valorarse con mucha prudencia, ya que es un resultado que procede de la media de sólo dos datos recogidos, razón por la que su representatividad estadística es muy escasa; no obstante, esta menor media de IS, respecto al grupo homólogo con mayor FOV y matriz, podría deberse a su mayor artefacto de volumen parcial (VILAR, 1991) con el aire y con la pared del casco subyacente, que tenderían a disminuir la media del valor de este parámetro (gráfica 1, Figura 254).

Paradójicamente, cuando observamos los tonos de gris primario y secundario, ambos son mayores en el grupo de maduros sin lesión con FOV 256 que en los otros dos restantes (gráfica 2, Figura 254), al contrario de lo que ocurría con la IS medida con la herramienta de Osiris 4.19®, dato para el que, en principio, no encontramos explicación lógica, ya que, atendiendo a la mencionada IS y a su correspondencia con los tonos de la imagen en pantalla (GIRARD y col., 1995; LOPEZ-POVEDA, 2006), a este grupo deberían corresponderle unos tonos primario y secundario menores que a los otros dos grupos; no obstante, podría deberse, como hemos señalado en otros casos similares, a que, debido al mayor artefacto de volumen parcial que acontece con menor matriz y FOV (VILAR, 1991), cuando se selecciona la superficie de la estructura, se tomen muchos píxeles periféricos que bajen significativamente la media de IS, pero que, a la vista subjetiva del observador se descarten, estableciéndose los tonos de gris en función de la imagen central con menor artefacto. En general, los valores del gris principal superan ampliamente a los del secundario, lo que indica que, en esta estructura y con esta potenciación, los tonos de gris más claros superan en superficie a los más oscuros en los tres grupos de imágenes, resultado que sigue la tónica general ya señalada, para las capas que hemos denominado hiperintensas, cuando estudiábamos la piel. Llama la atención que los tonos de gris principal y secundario presentan una diferencia de seis tonos y medio en el grupo de imágenes con FOV 256, lo que indicaría que, en este grupo, es donde hay un mayor contraste entre las zonas claras y oscuras del área ocupada por el periople, lo que no parece tener mucho sentido ya que, en este grupo, en el que, en teoría, el artefacto de volumen parcial es mayor, la tendencia debería ser a homogeneizar el tono de gris y no a aumentar el contraste entre el principal y el secundario.

Esas diferencias entre los tonos de gris primario o principal y secundario, en el grupo de imágenes con FOV 256, se trasladan, como es lógico, a la heterogeneidad, de

tal manera que los grupos de maduros sin lesión y con infosura con FOV 512 tienen una homogeneidad idéntica entre ellos, y menor que la del grupo de maduros sin lesión con FOV 256, hecho para el que, como hemos comentado en relación a los tonos de gris, es difícil encontrar explicación, ya que, en teoría, al aumentar el tamaño del vóxel en el grupo con FOV 256 (GILI, 1993) aumentaría el artefacto de volumen parcial (VILAR, 1991), lo que debería reflejarse en una mayor homogeneidad y no en un aumento de la heterogeneidad (gráfica 4, Figura 254).

En cuanto al grosor obtenido para esta capa, fue muy similar en los tres grupos, aunque el grupo de adultos sin lesión con FOV 256 fue el que poseía un mayor valor medio (1,6 mm) y el que más diferencia poseía con el resto, lo que, con alta probabilidad, derivaría de una mayor distorsión de los límites del periople por un mayor artefacto de volumen parcial que haría que, a la observación subjetiva, se sumara como periople cierto espacio de aire y de pared de casco subyacente (VILAR, 1991), además de ocasionar una mayor imprecisión en la medida con la herramienta del programa informático, debido a un aumento del tamaño del píxel derivado de un mayor vóxel (GILI, 1993) y, por lo tanto, de la unidad de medida (gráfica 5, Figura 254).

La textura se clasificó como granular en todas las imágenes que fueron aptas para la valoración de esta cutícula en T2 SE (gráfica 7, Figura 254), lo que, como ya se ha señalado en apartados anteriores, teniendo en cuenta que, histológicamente, no tiene una disposición que pudiera favorecer esta visión granular, ya que se compone de cuerno tubular e intertubular (SÁNCHEZ-VALLE, 2008), podría derivar simplemente del mecanismo de formación de la imagen mediante la fragmentación del corte en vóxeles (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), unido al inevitable artefacto de volumen parcial con el aire y la capa de pared del casco sobre la que se sustenta (VILAR, 1991), que podrían hacer que determinados vóxeles o grupos de vóxeles presentaran mayor IS que otros, aparentando, en conjunto, una textura granular. En esta textura, el diámetro del grano (gráfica 6, Figura 254), al igual que ocurría en las capas de la piel y en las imágenes del periople potenciadas en T1 SE, parece presentar una correlación con el grosor de la estructura, aunque no en todos los casos estuvo directamente relacionado con el grosor de esta capa, como se ha observado en otras potenciaciones y estructuras a lo largo de nuestro estudio, sino que, en el grupo de maduros con infosura, aunque el grosor de la capa fue mayor que en el de maduros sin lesión con FOV 512, el diámetro

medido fue ligeramente menor que en este último grupo; una vez más, no hemos encontrado ninguna razón aparente que pudiera ser la causante de este resultado.

6.1.2.1.D. IMÁGENES POTENCIADAS EN T2 FSTIR DEL PERIOPLE

El periople, en la potenciación T2 FSTIR, se observa prácticamente igual a como se ha descrito, de forma general, para el conjunto de las potenciaciones objeto de estudio en este trabajo; es decir, como una capa hiperintensa en relación con la señal del aire y de la correspondiente a la parte de la pared del casco que se sitúa bajo ella. Si tenemos en cuenta que la única diferencia teórica, entre las imágenes obtenidas mediante la potenciación T2 FSE y las obtenidas mediante la potenciación T2 FSTIR, reside en que esta última variante está diseñada para eliminar la señal de la grasa (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), y que el periople es una estructura formada por cuerno o queratina tubular e intertubular (SANCHEZ-VALLE, 2008), es lógico que se observe de manera similar en ambas variantes de la potenciación T2 SE; no obstante, se observa y delimita aún más difícilmente que en las imágenes potenciadas en T2 FSE (Figura 255 y Figura 257) lo que, o bien podríamos achacarlo a que la utilización de las opciones de secuencia, que permiten la obtención de esta variante (COUSSEMENT, 2000), pudieran afectar a la calidad general de la imagen, haciendo algo más difícil la identificación y delimitación de esta estructura en esta potenciación que en T2 FSE, o bien a que la fina capa de secreción sebácea depositada sobre el periople sea capaz de generar una señal perceptible con el equipo de IRM y los parámetros de obtención de la secuencia de pulsos utilizados. Por lo tanto, al igual que ocurría en T2 FSE, y si cabe más justificadamente, se hace recomendable comparar la imagen del corte idéntico obtenida en T1 SE o DP SE con la obtenida en esta potenciación, para establecer con mayor seguridad si lo observado se trata de señal emitida por el periople o bien de ruido u otro tipo de artefacto (Figura 256).

En esta potenciación, como ocurría en T2 FSE, el periople presenta un tono de gris que, a primera vista, no podemos diferenciar claramente del corion perióplico cuando se visualizan ambas estructuras en la misma imagen, casi podríamos decir que se puede calificar de isointenso respecto a él; sin embargo, en relación al corion coronario, aparece como hipointenso, como ocurría en T1 SE y DP SE (Figura 256). Esta diferencia de ambas porciones del corion respecto al periople, al igual que vimos en T2 FSE, podría radicar en que el corion coronario presentara una mayor proporción

de vasos con sangre estancada en su interior que el perióplico (SÁNCHEZ-VALLE, 2008), que daría lugar a alta IS en T2 FSE (KLEITER y col., 1999; KOTANI y col., 1999); sin embargo, esto mismo significaría que, en T1 SE y DP SE, deberían existir otros factores que originaran una IS adicional a partir del corion perióplico y que incrementaran su señal por encima de la del periople, aparte de la señal de la sangre intravascular estancada, ya que, también en estas otras dos potenciaciones, dicha sangre poseería alta IS, según la bibliografía consultada (DENOIX y col., 1996; KLEITER y col., 1999; HEVESI y col., 2004; LATORRE y col., 2006)

El valor medio de la IS del periople es sensiblemente superior en el grupo de maduros con infosura que en el de maduros sin lesión, para las imágenes con FOV 512, como se puede apreciar en la gráfica 1 de la Figura 261. Teniendo en cuenta que, en principio, la única diferencia entre las imágenes potenciadas en T2 FSTIR y T2 FSE es que, en las primeras, la señal de la grasa debería desaparecer en relación a las segundas (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), y que esta estructura, dejando aparte la secreción sebácea cutánea depositada, carece de tejido graso (SÁNCHEZ-VALLE, 2008), la relación entre las IS de los maduros sin lesión y los maduros con infosura debería ser similar a la obtenida en los resultados registrados para T2 FSE; sin embargo, vemos que, en ese caso, la diferencia entre los grupos era muy reducida y, al contrario que en T2 FSTIR, algo superior en el grupo de maduros sin lesión que en el de maduros con infosura. No encontramos explicación a esta incongruencia y tampoco podemos asegurar que se deba a un error en alguno de los resultados obtenidos en las dos variantes de la potenciación T2, pero creemos que, si hay una diferencia apreciable entre los afectados por infosura y los sanos en la potenciación T1 SE, que achacamos probablemente, al menos en parte, a una diferencia en el agua ligada entre los dos grupos, es lógico pensar que podríamos encontrar también una diferencia en la proporción de agua libre entre estos dos mismos grupos, lo que podría explicar el resultado en T2 FSTIR, teniendo en cuenta que, en T2, uno de los componentes que más incrementa la IS en un área es el agua libre en ella (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000).

En las gráficas 2 y 3, también de la Figura 261, veíamos como tanto el tono de gris primario como el secundario siguen ese mismo patrón, siendo, en ambos casos, sensiblemente superior el tono del grupo de maduros con infosura que el de los maduros sin lesión, lo que concuerda plenamente con los datos recogidos para la IS, e indica que la observación subjetiva de los tonos de gris se ajusta, como es esperable, a dicha IS.

Nuevamente, el tono de gris predominante o primario era el de mayor valor, y el que ocupa una menor superficie o secundario posee un valor menor, es decir más oscuro, lo que implica, como en otros casos ya vistos, que en esta estructura ocupan más superficie los tonos de gris más altos.

La heterogeneidad fue valorada como idéntica en ambos grupos (gráfica 4, Figura 261), y seguía la tónica general vista para T2 FSE, lo que es lógico pensando en que la única diferencia entre las dos variantes de T2 SE, teóricamente, debería radicar en la señal del tejido graso (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000).

El grosor fue algo menor en el grupo de adultos sin lesión que en de los adultos con infosura (gráfica 5, Figura 261), lo que podría deberse a dos razones diferentes o a la combinación de ambas: o bien sería una consecuencia de que los animales con infosura presentaran un periople de mayor grosor, ya sea por la síntesis aumentada o por una descamación disminuida, o bien que el hecho de que, en el grupo con infosura, la IS fuera mayor y tuviera como consecuencia que, en la periferia de la estructura, donde se produce un mayor artefacto de volumen parcial (VILAR, 1991), se difuminara el límite y se magnificara la imagen del periople sobre el aire y sobre la pared del casco subyacente; es posible también, como ya hemos dicho, que fuera la combinación de ambas causas.

El diámetro medio del grano, al contrario de lo que ocurre en la mayoría de las potenciaciones y grupos para las capas de la piel y el periople, en las que suele ir correlacionado con el grosor de la capa a la que pertenece, en este caso, era superior en el grupo de adultos sanos respecto al grupo de adultos o maduros con infosura (gráfica 6, Figura 261), resultado para el que no encontramos una causa ostensiblemente razonable, con los datos que manejamos, más allá de una posible variabilidad o error estadístico, aunque quizá se deba, una vez más, a la influencia de la enfermedad en la síntesis del periople; pero, como hemos dicho, los datos que manejamos no nos permiten decantarnos por ninguna explicación concreta.

La textura nuevamente fue granular en el 100% de las imágenes (gráfica 7, Figura 261), lo que concuerda con los resultados obtenidos para T2 FSE, como es lógico, y para T1 SE y DP SE; la razón que consideramos más probable para este resultado es la

que ya hemos expuesto, en este mismo apartado, para las imágenes potenciadas en T2 FSE.

6.1.2.1.E. COMPARACIÓN DE LOS VALORES MEDIOS, DE LOS PARÁMETROS MEDIDOS EN LAS DIFERENTES POTENCIACIONES, PARA EL PERIOPLE; ANÁLISIS ESTADÍSTICO INFERENCIAL DE LOS ASPECTOS CLÍNICOS MÁS IMPORTANTES DE LA IRM DEL PERIOPLE

E.1. Comparación de los valores medios

Los animales inmaduros sin lesión con FOV 512 presentaron una mayor IS en DP SE que en T1 SE, y dado que no tenemos resultados en las otras dos potenciaciones restantes, no podemos ir más allá en la interpretación de los resultados, ya que en este grupo sólo se recogió un dato, por lo que estadísticamente carece de relevancia.

Los maduros con infosura con FOV 256 presentaron mayor IS en T1 SE que en T2 FSE, y no disponemos de resultados para este grupo en las otras dos potenciaciones estudiadas; teniendo en cuenta que entre el bajo número de datos obtenidos para este grupo en las dos potenciaciones (3 y 2 respectivamente) y la mayor influencia del artefacto de volumen parcial que se da cuando la matriz disminuye (VILAR, 1991), como es el caso de las imágenes con FOV 256 en este trabajo, se alteran más los resultados que cuando la matriz es mayor, esta distorsión de los resultados hace que sea muy difícil extraer ninguna conclusión al respecto.

Los animales maduros sin lesión con FOV 512 presentaron la mayor IS en T1 SE, aunque era muy similar a la obtenida para DP SE; por su parte, para las potenciaciones T2, la IS fue notablemente menor, sobre todo en T2 FSTIR; teniendo en cuenta que esta estructura carece de tejido graso como tal (SÁNCHEZ-VALLE, 2008), que en ella sólo podríamos encontrar una fina capa superficial de secreción sebácea proveniente de la piel y que, por lo tanto, en T1 SE debe su IS principalmente al agua ligada y quizá, en una pequeña proporción, a la mencionada secreción, en DP SE a la densidad total de H⁺ capaces de entrar en resonancia, en T2 FSE al agua libre y quizá también en una pequeñísima proporción a dicha secreción sebácea, y en T2 FSTIR al agua libre (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), parece lógico pensar que, en el periole de los animales maduros sin lesión, tenga menor importancia relativa el agua libre que el agua ligada.

Los animales maduros con infosura con FOV 512 presentaron mucha mayor IS en la potenciación T1 SE que en el resto de potenciaciones, por detrás aparecía la potenciación DP SE que, aunque con mucha menor IS que T1 SE, superaba de manera manifiesta a la IS de las potenciaciones T2, en las que el mayor valor medio, al contrario que en los adultos sanos, correspondía a T2 FSTIR, lo que, atendiendo a lo expuesto en el párrafo anterior, sería lógico pensar que pudiera derivar de una mayor alteración de la proporción de agua ligada en los animales con infosura, de manera que se diera un incremento notable de su importancia relativa y, debido a esto, se disparara la IS en T1 SE; aunque, teóricamente, en DP SE también se debería acusar este incremento (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000) y, a pesar de que sí hay un pequeño aumento de la IS, éste es muy escaso comparado con T1 SE. Sin embargo, pensamos que esta incongruencia en DP SE podría derivar de las diferencias existentes entre los parámetros que regulan la recogida de la señal como TR o TE (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), que podrían dar lugar a que, aunque ciertamente todos los H⁺ dieran lugar a señal, no todos influyan en la misma proporción en la imagen final, y que los protones del agua ligada perdieran peso relativo en el conjunto de la IS, lo que podría explicar que en DP SE el incremento de IS fuera mucho menor que en T1 SE.

La tendencia general que se vio en todos los grupos era que, para el periople, las mayores IS se observaban en T1 SE, seguida de cerca por DP SE y, a mayor distancia, por las dos variantes de la potenciación T2 SE (Figura 262), tendencia que, despreciando el posible efecto de la secreción sebácea de la piel que pudiera estar allí depositada, podría apuntar a que, en general, en esta estructura, el peso del agua ligada es mucho mayor que el del agua libre para todos los grupos (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000).

El valor medio del tono del gris primario o principal aparecía con un patrón muy fiel a la relación de IS media, entre las diferentes potenciaciones, para los grupos con FOV 512 de maduros sin lesión y con infosura, de tal manera que, si atendemos únicamente a la imagen gráfica, sin tener en cuenta los valores absolutos del eje “x”, casi nos parece estar observando la misma imagen, lo que es perfectamente lógico teniendo en cuenta la relación entre la IS de los vóxeles y el tono de gris de los píxeles (GIRARD y col., 1995; LOPEZ-POVEDA, 2006); en los grupos y potenciaciones en los que esto no se cumple, el resultado se puede relacionar con un número muy bajo de datos para ese grupo y, por consiguiente, con una más que probable desviación de la

media de la muestra respecto a la poblacional, o con imágenes con un FOV 256 y una menor matriz, que favorecerían el aumento del artefacto de volumen parcial o promedio (VILAR, 1991) y, por consiguiente, una mayor distorsión de los valores de IS y de los tonos de gris observados (Figura 263).

En general, como vemos en la Figura 264, lo dicho para el gris primario podemos mantenerlo en caso del gris secundario, aunque claro está, con un menor valor de tono.

En el grupo de animales maduros con infosura con FOV 256, la potenciación T2 FSE presentaba una heterogeneidad mucho mayor que la potenciación T1 SE; por su parte, el grupo de inmaduros sin lesión con FOV 512 presentaba mucha mayor heterogeneidad en T1 SE que en DP SE. Dentro de los grupos en los que teníamos resultados para las cuatro potenciaciones, vimos que los maduros sin lesión con FOV 512 presentan una mayor heterogeneidad en las potenciaciones variantes de T2 SE, seguidas de T1 SE y, a mayor distancia, de DP SE, que fue la más homogénea por lo tanto; en el grupo de maduros con infosura con FOV 512, vemos que la heterogeneidad es casi idéntica en T2 FSE, T2 FSTIR y T1 SE, situándose cercana a 2; sin embargo, en DP SE, el periople da lugar a una señal mucho más homogénea, situándose cercana a 1. La tendencia general observada, por lo tanto, está en que la heterogeneidad es muy similar en todas las potenciaciones excepto en DP SE, que presenta una señal manifiestamente más homogénea que el resto (Figura 265); sin embargo, no encontramos, en principio, ninguna causa que se pueda relacionar con estas diferencias de heterogeneidad en esta estructura, ya que el hecho de que, en DP SE, la señal provenga de todos los H^+ capaces de entrar en resonancia, y que en las otras potenciaciones provenga principalmente o del agua ligada y en menor medida del sebo superficial, o del agua libre y quizá en mucha menor medida de la grasa superficial, o del agua libre solamente (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), sólo debería influir en la heterogeneidad si no estuvieran homogéneamente distribuidas, extremo acerca del que no hemos encontrado ningún dato en la bibliografía consultada; no obstante, el periople es una estructura formada queratina tubular e intertubular con variaciones en su higroscopicidad y capilaridad (POLLIT, 1998; HICKMAN y HUMPHREY, 2002; KAINER, 2003; SÁNCHEZ, 2005) que pueden influir en una dispar distribución del agua ligada y libre.

El grosor medio, en aquellos grupos en los que tenemos resultados para las diferentes potenciaciones, era muy similar para unas y otras, sobre todo en las imágenes de animales adultos con FOV 512; en los grupos de ISL 512 y MI 256, aparecía una diferencia un poco mayor, de manera que, en T1 SE, se midió algo más de grosor para los inmaduros sin lesión con FOV 512 y, también en T1 SE, medimos algo más de grosor en la capa de periople para los maduros con infosura con FOV 256; sin embargo, nuevamente, cuando observamos el número de datos del que se obtuvo la media de cada grupo, al ser éste tan bajo, es posible que carezca de relevancia estadística y que, por lo tanto, no debemos tenerlo en cuenta a la hora de extraer conclusiones. Digamos, como inferencia general, que es lógico que el grosor sea muy similar entre los diferentes grupos a considerar, aun con la excepción que acabamos de mencionar, y que, como es lógico también, los inmaduros, sobre todo en las imágenes con mayor resolución (HELMS y col., 2011) y menor artefacto de volumen parcial (VILAR, 1991), como son las que tienen un FOV 512 en este estudio, presenten un menor grosor, al ajustarse éstas más al tamaño real que las de menor matriz y al ser todas las estructuras de estos animales de menor tamaño que las de los adultos (Figura 266).

La textura de la señal emitida por el periople fue calificada como granular en el 100% de las imágenes, y las razones probables de este dato, según nuestro punto de vista, ya se han discutido en el apartado correspondiente para cada potenciación. El patrón de resultados para las diferentes potenciaciones, en cuanto al diámetro medio del grano, fue casi una copia exacta del patrón obtenido en la comparación del grosor medio y, si cabe, se respetaba aún más el hecho de que cada grupo tendía a tener el mismo valor en las diferentes potenciaciones estudiadas, incluso en aquellos que suelen tener resultados más dispares para el grosor, como los inmaduros o aquellos con imágenes de menor matriz y FOV; como ya hemos comentado también en cada uno de los apartados de las diferentes potenciaciones, el hecho de que el diámetro sea similar en todos los grupos, al igual que ocurría con el grosor, tiene su lógica si lo consideramos, como ya hemos señalado, como el resultado de la combinación entre la influencia de la organización histológica, el tamaño de la estructura o tejido, y la recogida y localización de la señal en un punto de la imagen mediante el uso de vóxeles. De esta manera, también es esperable, como así ocurrió, que los animales de menor tamaño, como los inmaduros sin lesión con FOV 512, presentaran menor diámetro de grano; por otro lado, el hecho de que algunos de los grupos de imágenes con FOV 256 no encajaran del todo

en lo comentado hasta ahora no resta peso a lo dicho, si se tiene en cuenta que se trata de medias de grupos con muy pocos datos y que, por lo tanto, pueden arrastrar un error importante en relación a la media poblacional para los mismos, a lo que hay que sumar, claro está, que al tener una menor matriz, el vóxel aumenta de tamaño, y esto podría magnificar también el tamaño del grano observado (Figura 267).

E.2. Análisis estadístico inferencial

En el caso del periople, estimamos, como de mayor significación clínica, la comparación entre los grupos de maduros sin lesión y maduros con infosura, ambos con FOV 512, primero por ser los dos grupos de los que tenemos datos para las cuatro potenciaciones estudiadas, y luego por que la infosura es una enfermedad de alto interés que, aún hoy día, presenta multitud de incógnitas (PEREYRA y SÁNCHEZ, 2011). El parámetro elegido fue el de IS medida con la herramienta de Osiris 4.19®, ya que es el obtenido con un criterio más objetivo y fundamental en la formación de la imagen (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000).

E.2.1. Maduros sin lesión frente a maduros con infosura

E.2.1.1. T1 SE

El mayor valor medio de IS de los equinos maduros con infosura, en relación a los maduros sin lesión, era estadísticamente significativo para esta potenciación, con lo que hemos de pensar, como ya se ha comentado en el apartado dedicado a esta potenciación en el periople, que en los animales con infosura debería existir alguna alteración en la composición de esta estructura que incremente la proporción de agua ligada respecto a los adultos sin lesión, o bien, que el grosor de la estructura debería ser mayor en los animales enfermos, lo que, consecuentemente, disminuiría el artefacto de volumen parcial de la misma y aumentaría su IS; sin embargo, este aumento de grosor no ha quedado claro en esta potenciación y tampoco se ha observado en las restantes, de ahí que opinemos que la causa más probable sea una alteración estructural que modifique la composición del periople, aumentando el peso relativo del agua ligada en el periople. Esta modificación estructural, como ya hemos dicho, podría derivar de las alteraciones y compromisos vasculares que se producen a nivel del rodete coronario, sobre todo en el aspecto más dorsal, debidos a la rotación del tejuelo. Estas alteraciones incluirían cambios en la distribución del riego en el casco en su conjunto, y podría darse la

situación de que, debido a que el riego se encuentra comprometido en ciertas zonas (PEREYRA y SÁNCHEZ, 2011), se diera una alteración del metabolismo en el corion perióplico, que podría dar lugar a la generación de un periople con diferencias estructurales, e incluso de composición, respecto a los animales sanos. Tampoco podemos descartar que el depósito natural de secreción sebácea, proveniente de la piel de la extremidad, influya en la IS en esta potenciación pero, en cualquier caso, la cantidad depositada es, a la observación macroscópica, muy escasa, y en toda la bibliografía consultada no hemos encontrado referencias que nos indiquen si aumenta o disminuye en los animales con infosura. En cualquier caso, los animales afectados por la infosura en este estudio, en T1 SE presentan, de media, mayor IS en su periople, lo que, de forma usual, debería trasladarse a la imagen explorada por el clínico como un gris de tonos más claros que los que aparecen en los animales sanos.

E.2.1.2. DP SE

La mayor media de IS de los equinos maduros con infosura, en relación a los maduros sin lesión, no es estadísticamente significativa para esta potenciación; esto implica que, cuando es la densidad de H^+ capaces de entrar en resonancia lo que preferentemente influye sobre la IS recogida (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), las diferencias encontradas entre estos dos grupos se mitigan o desaparecen.

E.2.1.3. T2 FSE

La ligeramente mayor media de IS de los equinos maduros sin lesión, en relación a los maduros con infosura, no es estadísticamente significativa para esta potenciación; de ahí que no podamos afirmar que, en los animales que padecen este proceso, se dé una alteración de la estructura o la composición del periople que afecte al agua libre contenida en él.

E.2.1.4. T2 FSTIR

La considerable diferencia existente entre la media de IS, superior de los equinos maduros con infosura en relación a los maduros sin lesión, no es estadísticamente significativa para esta potenciación; lo que implica que no podemos asociar la mayor IS de estos enfermos a ninguna alteración estructural ni de composición que conlleve un aumento de la proporción o peso relativo del agua libre en el periople, respecto a los

animales adultos sanos. Esto es lógico, ya que este resultado es el mismo que el obtenido para T2 FSE en el que, como única diferencia con esta potenciación, se asume que debería estar representada la señal del tejido graso (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000) y el periople carece del mismo como tal (SÁNCHEZ-VALLE, 2008); sin embargo, si tenemos en cuenta la secreción sebácea que, proveniente del resto de la extremidad, el periople concentra y dirige hacia el casco, y suponemos que ésta tuviera entidad suficiente para generar una señal apreciable con el equipo y los parámetros de secuencia de pulsos utilizados en este estudio, sí se podrían encontrar diferencias de IS entre estos dos grupos de animales al comparar los resultados en T2 FSE y T2 FSTIR; sin embargo, la diferencia encontrada en T2 FSTIR entre animales enfermos y sanos, aun no siendo significativa, va en sentido contrario a la obtenida en T1 SE, si partiéramos de la base de que fuera el sebo acumulado el causante de estas diferencias; es decir, en el caso de que esta grasa se depositara en cantidad diferente en sanos y enfermos, y diera lugar a una señal suficiente para que un grupo presentara mayor IS en relación al otro, entonces, si en T1 SE los animales enfermos presentaran mayor IS debido a la grasa, en T2 FSTIR deberían presentar menor IS debido a la supresión de la señal de la grasa. Por todo ello, creemos que, tenga o no influencia el sebo depositado en el periople, en la medición de la IS del mismo, no parece que ésta sea determinante en el resultado y sí puede entenderse que los datos parecen indicar que el agua ligada podría influir de forma determinante en el mismo; por lo tanto, atendiendo solamente a una posible variación en el agua ligada, el resultado de esta comparación entre grupos debería ser, como es el caso, igual para T2 FSE y T2 FSTIR.

De todas formas, y como punto final en lo referente a la discusión del periople, hemos establecido una hipótesis, en relación a los resultados obtenidos para esta estructura, que podría explicar los mismos, pero que ha de ser demostrada o descartada en otros estudios específicos. Si partiéramos de la base de que tanto el agua libre, como el agua ligada, y el sebo depositado en esta estructura, tuvieran una entidad suficiente como para influir sobre la señal recogida mediante IRM en este estudio, y suponiendo también que el resultado obtenido en la potenciación T2 FSTIR no haya sido estadísticamente significativo, debido a una muestra demasiado pequeña, pero que, en realidad, en el caso de que la muestra aumentara, sí obtendríamos un resultado estadísticamente significativo, podríamos establecer la hipótesis de que, en realidad, el sebo depositado en los animales con infosura sería más escaso que en los animales

sanos. Esto conllevaría que, en T1 SE, el agua ligada aumentaría lo suficiente como para que, incluso descendiendo la cantidad de sebo, los animales con infosura presentaran mayor IS; por su parte, el agua libre aumentaría ligeramente en los animales con infosura por efecto del estancamiento en la concavidad de la tapa (ver Figura 372), pero esto no influiría en la IS para esta potenciación (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000). En DP SE, el descenso del sebo en los animales enfermos compensaría en gran medida el ligero aumento del agua libre y el aumento ostensible del agua ligada, con lo que no habría mucha diferencia entre un grupo y otro (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000). En T2 FSE, la moderada señal del sebo junto con la del escaso agua libre estarían en equilibrio en los dos grupos, ya que, en los animales sanos, habría más sebo y menos agua libre y, en los enfermos, habría menos sebo y más agua libre, aunque poca igualmente, con lo que, como ocurre en nuestro estudio, la diferencia entre un grupo y otro no sería demasiado notable (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000). Finalmente, en T2 FSTIR, donde desaparecería la señal del sebo y no se recogería señal a partir del agua ligada, la IS obtenida provendría del agua libre (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), que sería mayor en el grupo de animales con infosura, lo que haría que la media de IS de este último grupo fuera notablemente mayor, como efectivamente se ha observado aquí, aunque el resultado no haya sido estadísticamente significativo. La incógnita aquí sería encontrar por qué disminuiría el sebo en los animales con infosura antes de su estudio mediante IRM, lo que podría explicarse por el manejo de los mismos; es decir, cuando un animal enferma de infosura o de cualquier otra enfermedad del casco, su dueño, el primer veterinario que lo ve, el veterinario de referencia al que en ocasiones se envía para hacer radiografías, el técnico de la IRM, etc., tienden a tocar, limpiar, lavar e, incluso, a tratar con jabones u otros productos la extremidad, sobre todo en la zona del casco y la corona buscando signos de enfermedad o preparándolo para los procedimientos diagnósticos, como está prescrito, y este manejo continuo sería el que retiraría de forma mecánica gran parte del sebo arrastrado por el sudor y la lluvia hacia el periople. De esta forma, aun existiendo una concavidad y unos ceños que podrían retener más sebo en los cascos con infosura, en el momento del estudio de RM, éste probablemente estaría mermado en relación con los animales, sin lesión en esas zonas, sometidos al mismo estudio (Figura 372).

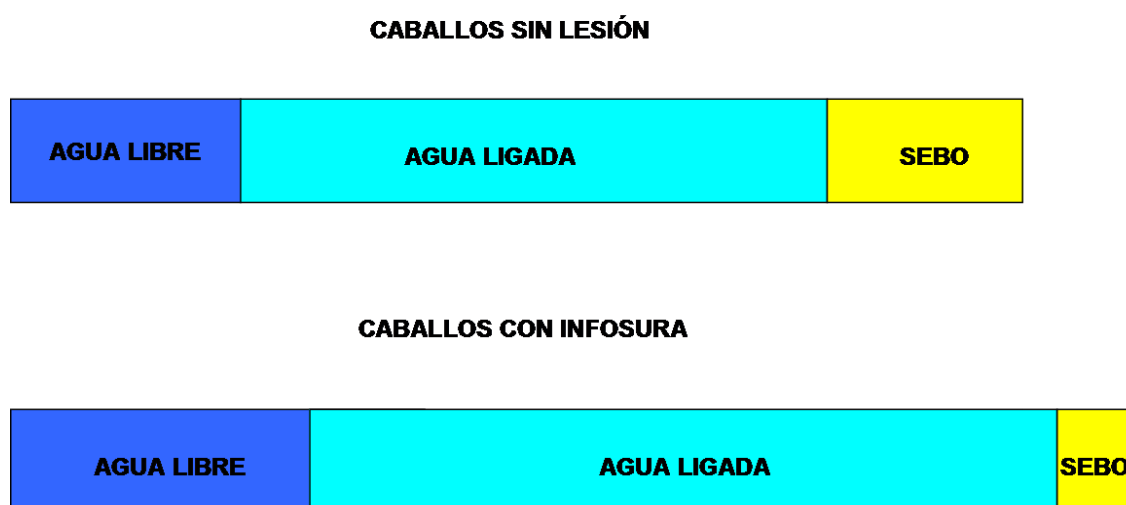


Figura 372. Representación esquemática de la hipótesis de la variación de composición del periople en animales con infosura en relación a los animales sin lesión.

En cualquier caso, parece que, teniendo en cuenta el conjunto de nuestros resultados para esta estructura, el agua exógena que entra en contacto con el periople se ligaría molecularmente a la queratina, modificando sus cualidades químicas, físicas y biomecánicas, e influyendo en gran medida en la salud del pie del caballo, lo que la relaciona, íntimamente, con los factores ambientales y, por ende, con el manejo y salud de los animales; es decir, que el hecho de existir deficiencias en la higiene o el manejo que conduzcan a situaciones como escasez o exceso de humedad ambiental, o contacto continuado con purines y heces, podrían conducir a alteraciones severas en esta estructura; además, ciertas enfermedades como la infosura podrían conducir a que las consecuencias de este manejo e higiene deficientes se agravaran debido a la mayor tendencia a retener agua ligada que podría llevar otras sustancias poco aconsejables asociadas como por ejemplo la urea.

6.1.2.2. IRM DEL CORION PERIÓPLICO

Pese a que el periople cumple funciones esenciales en el mantenimiento de la hidratación y elasticidad del casco (SÁNCHEZ-VALLE, 2008), el corion perióplico, a partir del que se origina, no es una estructura acerca de la que se pueda encontrar una extensa bibliografía; sí está descrita su anatomía en textos clásicos (PIRES, 1949; GARCÍA, 1950; SISSON, 1982b, PIRES y LIGHTOWLER, 1989), pero su histología es más difícil de encontrar en las fuentes bibliográficas y, al menos en la que nosotros hemos podido manejar, se describen sus papilas y las particularidades de éstas en relación a las del corion coronario, incluidas las referentes a su vascularización, pero no mucho más allá (SISSON, 1982b; GARCÍA y PÉREZ, 1983; POLLIT, 1998). Qué decir de lo relativo a su IRM, de la que no hemos encontrado referencia alguna en la totalidad de la bibliografía consultada.

Hay autores que definen el corion como el homólogo o continuación de la dermis en el casco que, al igual que ésta, envuelve todas las estructuras más internas del pie (GARCÍA y PÉREZ, 1983; PIRES y LIGHTOWLER, 1989; STECKEL, 1992), y el corion perióplico no iba a ser una excepción en esta afirmación; por lo tanto, posee una capa más superficial o papilar, que es la que realmente ha sido objeto de análisis en este trabajo y a la que nos hemos referido genéricamente como corion perióplico en el apartado de resultados, y una capa más profunda o reticular más densa y fibrosa (GARCÍA y PÉREZ, 1983; PIRES y LIGHTOWLER, 1989) que se puede observar, sólo en algunas imágenes de muy buena calidad, como una fina línea hipointensa que limita hacia el interior el área que hemos seleccionado para el estudio. Sabemos que se trata de una estructura vascularizada pero, cuando observamos los cortes anatómicos realizados en este estudio, macroscópicamente, llama la atención el aspecto nacarado de su superficie de corte; la imagen presenta un aspecto menos vascularizado que las otras porciones de corion del casco. Es lógico pensar que sus papilas, mucho más finas que las del corion coronario (POLLIT, 1998; SISSON, 1982b), y su menor producción de cuerno en relación a este último, requieren un menor metabolismo y un aporte sanguíneo menos abundante; esto es importante desde el punto de vista de la IRM, ya que la sangre, tanto en circulación como estancada, origina IS diferentes, pudiendo influir determinadamente en la imagen final de la estructura (FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2009 y 2014); además, las variaciones bioquímicas que tienen su

base en un diferente metabolismo podrían influir directamente en la señal de IRM, así como lo hacen las variaciones histoquímicas en los casos de enfermedad (FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2007, 2009 y 2014).

Debido a su forma y disposición anatómica, y a la localización y plano de los cortes realizados en este trabajo, es lógico que, además de presentar la imagen característica descrita en los resultados para cada plano de corte utilizado (Figura 268 y Figura 269), haya planos en los que su visualización sea más fácil o frecuente que en otros. En los planos coronal y sagital era de esperar, como se comprobó en los resultados, que la estructura fuera más fácil de visualizar que en el transversal, sobre todo en las imágenes de la serie que se correspondían con planos cercanos al eje longitudinal de la extremidad, donde el corte o loncha de tejido visualizado seccionaba la cinta de corion perióptico de una forma más perpendicular (gráfica 2, Figura 271); esto último es lo que justifica también que, en el plano sagital, normalmente, no coincidiera en la misma imagen la mejor visualización de la estructura en la zona dorsal y en la volar, ya que, el corte más perpendicular en las lumbres no coincidía con el más perpendicular en los bulbos de los talones; siguiendo con esto, hay que decir que, en los cortes transversales, es extremadamente difícil que el corion perióptico se visualice en todo su perímetro, ya que el plano de corte casi siempre posee un cierto grado oblicuidad en relación con aquel y, además, lo normal es que el corion perióptico no se disponga en un plano anatómicamente perfecto, con lo que, aun programando el corte en el plano que ocuparía teóricamente el corion perióptico, es fácil no visualizar nada más que un tramo del mismo, y no todo su perímetro, más aún si tenemos en cuenta la más que probable aparición del artefacto de volumen parcial y lo estrecha que es esta estructura en sentido próximo- distal. Por todo lo dicho, con frecuencia no se visualizaba en este plano (gráfica 3, Figura 271) y, cuando se veía, sólo se distinguía una porción de su recorrido perimetral (Figura 270).

6.1.2.2.A. IMÁGENES POTENCIADAS EN T1 SE DEL CORION PERIÓPTICO

En T1 SE, como sabemos, la señal recogida proviene de las moléculas de tamaño intermedio, de las que las grasas son las que dan lugar a una liberación más rápida de energía en el proceso de resonancia, pero el agua ligada también es importante en la generación de señal en esta potenciación (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000); de ahí que, en las estructuras que no poseen tejido graso en su composición, como el corion

perióptico (POLLIT, 1998; SÁNCHEZ-VALLE, 2008), esta agua ligada puede ser determinante en la formación de la imagen; no obstante, tampoco hay que olvidar que, en los tejidos muy vascularizados, la sangre presente, ya esté en circulación, estancada o coagulada, puede influir en la formación de la imagen en T1 SE, de manera diferente, dependiendo de su antigüedad o estado concreto (GILI, 1993; FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2009 y 2014); en este trabajo, para esta estructura, todas las imágenes provenían de estudios *post mortem* y, de acuerdo con toda la bibliografía consultada (DENOIX y col., 1996; KLEITER y col., 1999; HEVESI y col., 2004), para esta potenciación y para la sangre intravascular, ya esté coagulada o sólo estancada, la IS se definió como alta, al igual que en T1 GRE (BLAIK y col., 2000), en DP SE (LATORRE y col., 2006), en T2 SE (KLEITER y col., 1999; KOTANI y col., 1999) y en T2* GRE (KLEITER y col., 1999; BLAIK y col., 2000).

Basándonos en lo expuesto en el párrafo anterior, es lógico que esta estructura presente un tono de gris que, aunque con excepciones en cortes concretos (Figura 272), en general, haga que sea difícil de delimitar del corion coronario (Figura 268), estructura que tampoco tiene grasa en su composición, ya que ambas no dejan de ser modificaciones especializadas de la dermis (GARCÍA y PÉREZ, 1983; PIRES y LIGHTOWLER, 1989; STECKEL, 1992) que ni tan siquiera poseen glándulas sebáceas (MONTEIRO-RIVIERE, 1993); por otra parte, el corion coronario, cuando menos y aunque sólo fuera por una mera razón de tamaño, debería tener algo más de sangre estancada en su interior que el corion perióptico (POLLIT, 1998). En cualquier caso, el que su tono de gris no difiera apenas del correspondiente al corion coronario, y que tampoco difiera demasiado del de la capa externa de la dermis a ese nivel, dificulta su delimitación en esta potenciación, máxime cuando las tenues líneas hipointensas que lo acotan proximal y distalmente en los cortes sagitales y coronales sólo se observan en algunos cortes de muy buena calidad (Figura 273).

En la parte volar del casco, a la observación de la IRM en esta potenciación, el corion perióptico se continúa y se funde, aparentemente sin solución de continuidad, con el corion coronario de los talones y con el de la ranilla, con lo que, su aislamiento fue bastante subjetivo y sólo se pudo hacer atendiendo a la zona de origen del periople; con lo que, si este último no se visualiza, difícilmente podremos intuir si el corion que estamos viendo es perióptico, coronario de los talones o de la ranilla (Figura 272); todo esto coincide con lo expuesto por otros autores cuando se describe la anatomía o la

histología de esta estructura, ya que anatómicamente también se reconoce que hay una transformación sin solución de continuidad entre el corion perióplico y el corion de la ranilla, que a su vez se ve reflejada en una continuación sin solución de continuidad del periople en esa zona con el tejido córneo elástico de la ranilla (GARCÍA y PÉREZ, 1983).

Como consecuencia de todo lo visto hasta ahora, es normal que la tendencia observada sea que el corion perióplico aparezca hiperintenso en relación al aire; también es lógico que aparezca hiperintenso en relación a la capa de tejido conjuntivo más denso que lo delimita hacia el interior, ya que esta capa, a la observación macroscópica, parece ser la proyección distal de la capa reticular de la dermis, dato que encaja con la afirmación de que el corion del casco, en conjunto, es una modificación de aquella (GARCÍA y PÉREZ, 1983; PIRES y LIGHTOWLER, 1989; STECKEL, 1992), y si dicha dermis posee una capa papilar más superficial y de mayor IS, y otra más profunda, reticular, más fibrosa y que presenta menor IS, es factible que, más o menos modificadas, aparezcan también estas dos capas en el corion perióplico, tal como sostienen GARCÍA y PÉREZ (1983) o PIRES y LIGHTOWLER (1989). No obstante, hay que recordar que, en este trabajo, hemos considerado para el estudio mediante IRM, que el corion perióplico propiamente dicho, del que se recogen los datos del estudio, sería el que se correspondería con la porción papilar de la dermis, considerando a la capa interna y más fibrosa una estructura limitante hacia el interior.

El hecho de que esta estructura aparezca ligeramente hiperintensa en relación a la capa externa de la piel, e isointensa en relación a la capa papilar del corion coronario, aunque, en algunos cortes concretos, pueda aparecer ligeramente hiperintensa o ligeramente hipointensa (Figura 273 y Figura 274), radica, a nuestro modo de ver, en que el corion perióplico no deja de ser una capa modificada y especializada de la dermis, para sustentar una mayor síntesis de queratina que la que se produce en la piel normal (GARCÍA y PÉREZ, 1983; PIRES y LIGHTOWLER, 1989; STECKEL, 1992); el área seleccionada en las imágenes de IRM para este estudio, desde nuestro punto de vista y por lo observado en nuestros resultados, más concretamente sería una modificación y adaptación de la capa papilar de dicha dermis cutánea, que sirve de sustrato para la síntesis de una queratina con una estructura y composición particulares, relacionadas con funciones de protección y mantenimiento de la hidratación y, por ende, de la elasticidad del casco (SÁNCHEZ-VALLE, 2008). Esta mayor síntesis requiere de un

metabolismo celular más elevado que, lógicamente, implicaría una mayor concentración de enzimas, sustratos y productos metabólicos, los cuales no dejan de ser moléculas que actúan en medio acuoso, que atraparían parte de esta misma agua, aumentando la proporción ligada a ellas de esta molécula y, por lo tanto, incrementando la señal generada en T1 SE (GILI, 1993). Por otro lado, este mayor metabolismo requiere de un mayor aporte sanguíneo, que estaría asociado a una mayor vascularización que la correspondiente a la dermis papilar ordinaria y, en consecuencia, como hemos señalado, la sangre intravascular estancada, como es el caso que nos ocupa al ser especímenes *post mortem*, da lugar a alta IS en T1 SE (DENOIX y col., 1996; KLEITER y col., 1999; HEVESI y col., 2004), al igual que en T1 GRE (BLAIK y col., 2000), en DP SE (LATORRE y col., 2006), en T2 SE (KLEITER y col., 1999; KOTANI y col., 1999) y en T2* GRE (KLEITER y col., 1999; BLAIK y col., 2000). Digamos que, en contra de esta tendencia, tendríamos que, en la capa externa de la piel, estarían alojadas ciertas estructuras como las glándulas sebáceas que no existen en el corion perióptico (MONTEIRO-RIVIERE, 1993) y que, por su contenido graso, deberían dar lugar a una mayor señal en T1 SE, pero que, sin embargo, no parecen tener un efecto determinante en la señal recogida en esta potenciación, ya que dicha capa externa sigue presentando menor IS que el corion perióptico. Además, esta idea de que el mayor metabolismo y vascularización influyen determinantemente en la IS recogida en T1 SE se ve apoyada por el hecho de que el corion coronario, al que se asocia un mayor metabolismo debido a una síntesis de queratina mucho más intensa, y una mayor vascularización (POLLIT 1998), también presenta en nuestras imágenes una mayor IS que la capa externa de la piel; a esto hay que sumar que la dermis papilar modificada que genera ciertos anejos cutáneos como los *torus* carpiano o tarsiano (espejuelos) o el espolón, cuya transición desde la dermis papilar cutánea ordinaria hasta el corion papilar de dichos anejos es suavemente gradual, también presenta, en esta potenciación, una mayor IS que la capa externa de la piel, tal como pudimos comprobar en el apartado reservado a la cicatriz cutánea en este estudio.

Es obvio que, tal como se adelantó en el apartado de resultados, el hecho de que la tendencia entre el corion coronario y el perióptico sea a presentar tonos de gris de intensidad similar en la imagen, puede complicar la tarea de distinguir uno de otro, sobre todo en las imágenes en las que se puede producir un mayor artefacto de volumen parcial entre los dos, como son las obtenidas en el plano transversal; por eso, cuando se

visualizaba el periople, éste se pudo tomar como referencia para no confundir el corion coronario con el perióplico, ya que, por su disposición anatómica, cuando observamos el periople separado de la banda de alto tono de gris que podría representar a cualquiera de ambas estructuras dérmicas, sabremos que se trata del corion coronario y no del perióplico; por el contrario, cuando el periople casi no se puede independizar de la banda de corion o se observe adherido a ésta, podremos afirmar que, aunque pueda existir algo de artefacto de volumen parcial, en esencia, se tratará de corion perióplico (Figura 275); sin embargo, cuando el periople no se visualiza, como ya se ha señalado en los resultados, la tarea se complica y hay ocasiones en que no podemos distinguir si estamos observando el corion perióplico o la zona más proximal del corion coronario (Figura 276), ni siquiera comparando con los cortes sagitales de la misma región en la misma potenciación.

En animales inmaduros como los potrillos de corta edad y los neonatos, las relaciones entre las intensidades de señal de unas y otras estructuras, como venimos observando en nuestro trabajo, no son siempre las mismas que en adultos, probablemente debido a la presencia de diferencias en la hidratación de los distintos tejidos en relación al adulto (SILVERTHORN y col., 2008), o incluso a posibles variaciones en el metabolismo y la vascularización de ciertas estructuras, o a artefactos de ganancia (GILI, 1993) derivados de una menor proporción de grasa en la médula ósea (DELDAR, 1993; SHERLOCK y col., 2010) que, por lo tanto, pueden dar lugar a una disminución del pico máximo de IS en esa imagen potenciada en T1 SE. Todo esto podría explicar que las intensidades o tonos de gris que se observan en la imagen, en el animal inmaduro, tengan como consecuencia que, además de los mismos problemas que surgen para la identificación y aislamiento del corion perióplico en los adultos, aparezcan otros como, por ejemplo, un menor contraste entre el tono de gris de la capa externa de la piel y el de dicho corion (Figura 277).

La frecuencia con que las diferentes series estudiadas en esta potenciación fueron aptas para la valoración del corion perióplico fue notablemente mayor en el conjunto de las imágenes con mayor matriz y FOV (Figura 278), lo que sigue la tendencia vista para otras estructuras y potenciaciones, probablemente derivado, como ya se ha señalado en otras ocasiones, de la mayor resolución y el menor artefacto de volumen parcial de este tipo de imágenes (GILI, 1993); aunque podría verse influido también por el hecho de que las series de imágenes con FOV 256 fueron programadas, en su mayoría, como

localizadores, con parámetros de obtención ajustados para reducir el tiempo y con un número muy limitado de cortes por serie, lo que fácilmente habría reducido la probabilidad de que, al menos, uno de los cortes de la serie presentara una localización y calidad suficientes como para valorar adecuadamente esta estructura.

Al observar la gráfica 1 de la Figura 280 veíamos que, en las imágenes potenciadas en T1 SE con FOV 256, los animales maduros sin lesión y los pacientes con infosura presentaban una IS muy similar, aunque el intervalo de confianza de los datos del grupo con infosura era muy amplio y mucho mayor que el del grupo de maduros sin lesión, probablemente derivado del escaso número de datos en aquel grupo, lo que hace que no podamos extraer ninguna conclusión firme al respecto. Los animales inmaduros sin lesión con FOV 512 presentaban una IS parecida a la de los maduros sin lesión con FOV 512, pero su intervalo de confianza es el más amplio de todos los grupos, con lo que el resultado también es muy difícilmente interpretable.

En las imágenes con FOV 512 y mayor matriz, los caballos aquejados de infosura presentaban un corion perióptico con mayor IS que los caballos sin lesión, con unos intervalos de confianza similares, lo que los hace más comparables; esta mayor IS podría derivar de los cambios metabólicos que se producen en el corion perióptico como consecuencia de las alteraciones vasculares que se producen en la infosura (PEREYRA y SÁNCHEZ, 2011). Esto resulta tremendamente interesante ya que, en principio, el corion perióptico recibe su aporte sanguíneo, desde la zona proximal del pie, a partir de la arteria circunfleja coronaria dorsalmente, de las ramas emitidas por esta misma para los cartílagos ungueales en las zonas lateral y medial, y de las ramas que irrigan el cojinete plantar en la zona volar; el aporte desde la zona distal se produce a partir del arco terminal de las arterias ungueales palmares, y de las arterias ungueales dorsales, que discurren por los surcos de los procesos palmares, en el resto del perímetro cuticular (POLLIT, 1998); de ahí que, dejando aparte los primeros momentos de la infosura aguda, en los que existe inflamación dérmica pero todavía no hay rotación de la tercera falange, a partir del descenso o rotación de la misma, la circulación, tanto desde el arco terminal como desde la arteria coronaria, se va a ver comprometida en mayor o menor grado (POLLIT, 1998b; PEREYRA y SÁNCHEZ, 2011), con lo que no parece tener mucho sentido pensar que su metabolismo aumente, al menos en la zona de las lumbres y los hombros, dada la situación de menor aporte sanguíneo a que se ven sometidas estas regiones; sin embargo, cuando vemos los resultados del periople, también

observamos una mayor IS en esta estructura y potenciación para los animales con infosura, con lo que, en principio, algo que afecte al corion perióplico y derive en una alteración del periople, no puede ser simplemente consecuente a la inflamación inicial, ya que la síntesis del periople requiere de un tiempo en el que la infosura, forzosamente, ya habrá dejado atrás la fase de inflamación inicial del proceso (PEREYRA y SÁNCHEZ, 2011). Analizado todo esto, tampoco deberíamos despreciar la posibilidad de que, de alguna manera, el aporte sanguíneo, que tendría que ocupar determinados lechos vasculares del casco que están dañados en la infosura, se reconduzca en parte a otras zonas; o simplemente que la sangre que entra vea dificultado su drenaje por una menor movilidad del animal enfermo y, por lo tanto, un menor funcionamiento del corazón podal (POLLIT, 2003; POLLIT, 2000b, SÁNCHEZ y PEREYRA, 2009 y 2009b) y que, como consecuencia, el corion perióplico altere su metabolismo normal, de tal manera que no sólo influya en su señal en T1 SE, sino, incluso, en las propiedades del periople sintetizado. A este abanico de posibilidades causales hay que añadir dos más: la primera que, aunque en principio, la inflamación en la infosura se acotaría a la fase aguda, los animales afectados crónicamente presentan mayor probabilidad de recidivas con un mayor o menor grado de inflamación (POLLIT, 2003; SÁNCHEZ y PEREYRA, 2011), algunas con una sintomatología que pasa desapercibida para su dueño o incluso para el clínico, que conducirían a una cierta vasodilatación acompañada de alteración de la permeabilidad vascular (PRYDE 2009) con un consecuente aumento del agua, tanto ligada como libre. La segunda posibilidad causal estaría relacionada con el hecho de que las alteraciones vasculares asociadas a los procesos de descenso y rotación de la tercera falange, podrían producir daños en forma de pequeñas lesiones isquémicas, tal y como se han visto en otros procesos con compromisos vasculares similares (POLLIT, 2000) , cuya reparación implicaría procesos de microinflamación con incrementos puntuales de agua ligada y libre en la zona, ya que los daños titulares evolucionan necesariamente hacia la reabsorción o la reparación mediante un proceso inflamatorio.

El hecho de que las IS provenientes de la zona volar superaran, en casi todos los casos, en valor absoluto, a los obtenidos de las otras zonas, independientemente del grupo de animales de que se trate, podría estar relacionado con que, en esta zona, el corion perióplico se transforma de forma gradual en corion de la ranilla, al igual que el periople se muda en el tejido córneo elástico de la misma (SISSON, 1982b; GARCÍA y

PÉREZ, 1983), de tal manera que, aparte de ser casi imposible establecer unos límites concretos para esta estructura, puede que su naturaleza comience a diferir de la del corion perióptico de otras zonas y esto traiga como consecuencia un aumento de la IS.

En cuanto al tono de gris primario o principal, podemos observar, en la gráfica 2 de la Figura 280, que los caballos aquejados de infosura son los que presentaban un mayor tono de gris en el corion perióptico en la potenciación T1 SE, mientras que los caballos sin lesión en esa zona presentaban un gris en torno a un tono y medio menor; lo que se ajusta a lo observado en la IS para las imágenes con FOV 512, pero no para las imágenes con FOV 256, en las que la IS presentaba valores muy similares aunque con unos intervalos de confianza de amplitud muy diferente. Quizá esto se deba, como ya hemos observado en otras ocasiones, a que las imágenes con mayor FOV y matriz poseen una mayor resolución y un menor efecto de volumen parcial (VILAR, 1991; HELMS y col., 2011), lo que hace que los resultados medidos, tanto objetiva (IS) como subjetivamente (tono de gris), sean más concordantes en virtud de la relación entre el vóxel y el píxel (GIRARD y col., 1995; LOPEZ-POVEDA, 2006); sin embargo, en las imágenes con FOV 256, el mayor tamaño del vóxel (GILI, 1993) y el mayor artefacto de volumen parcial consecuente (VILAR, 1991) pueden tener como resultado una menor precisión en el establecimiento del área de la estructura sobre la imagen, lo que altera el dato del valor de IS recogido, mientras que, para el observador, el tono de gris adjudicado subjetivamente podría estar más relacionado con una visión global del tono de la zona central, o más representativa, del área del corion perióptico en la imagen. En relación con esto, hay que recordar que, para los animales con infosura y FOV 256, el número de datos recogido es bajo y el intervalo de confianza para la IS muy alto, con lo que, en cualquier caso, la interpretación de la concordancia o no con el tono de gris es muy arriesgada y poco concluyente; esto último lo podríamos decir también para los animales inmaduros sin lesión, de los que sólo tenemos imágenes con FOV 512 y que presentan un tono de gris muy similar al de los adultos sin lesión con FOV 512 y un gran intervalo de confianza para los resultados de la IS, aunque, en este caso, sí que concuerda su tono de gris primario con dicha IS.

Cuando estudiábamos el tono de gris secundario, aparecía un poco más de variabilidad, lo que implica que las zonas más oscuras del área de esta estructura se ajustaban o concordaban menos con el resultado medido para la IS que las zonas más claras de dicha área; aún así, los animales maduros con infosura seguían presentando un

tono de gris mayor que los animales maduros sin lesión, tanto en las imágenes con menor matriz como en las de mayor matriz, lo que apoya la tendencia observada para la IS y el gris primario (gráfica 3, Figura 280).

Al observar las diferencias entre los tonos de gris principal y secundario, para los distintos grupos, vemos que, en todos los casos, el tono de gris que ocupa más superficie, o principal, es más claro que el tono que ocupa menos superficie, o secundario, situación que, en principio, por definición, no tendría por qué estar relacionado con la mayor o menor IS de la estructura, ya que este tono de gris secundario o minoritario puede ser aún más elevado que el principal y, a su vez, el principal ser muy alto también; sin embargo, en las estructuras estudiadas hasta ahora, se cumple que a mayor IS media, mayor es la tendencia a que el gris principal o predominante tenga un mayor tono que el secundario. Atendiendo a la diferencia entre el principal y el secundario para cada grupo, vemos que en unos es mucho mayor que en otros, y esto refleja de alguna manera la homogeneidad de la superficie del área estudiada; es decir, en grupos como los inmaduros sin lesión con FOV 512, la diferencia es mínima, lo que indica que, entre las zonas más claras y más oscuras de la imagen, el tono de gris es muy similar, lo que favorece la homogeneidad a la observación; en el resto de grupos la diferencia es un poco mayor, pero pequeña al fin y al cabo, a excepción de los maduros sin lesión con FOV 512, en los que la diferencia es notablemente mayor que los demás, lo que indica una mayor tendencia hacia la heterogeneidad (gráficas 2 y 3, Figura 280).

Reflexionando acerca de los resultados de la heterogeneidad media, vemos que, dentro de los animales maduros, aquellos que no presentan lesión en la zona arrastran una mayor heterogeneidad, más aún en el grupo de imágenes con FOV 512, lo que concuerda con lo que acabamos de comentar acerca de los tonos de gris, y que indica, a nuestro modo de ver, la relación entre estos dos parámetros a la hora de describir una estructura en IRM. Por otro lado, los aquejados de infosura tienen una señal más homogénea en su imagen, lo que también concuerda con los resultados recogidos para los tonos de gris. En relación con esto, el que los grupos con menor FOV tengan una mayor homogeneidad probablemente esté relacionado, como ya señalamos en otras ocasiones, con el hecho de que un vóxel de mayor tamaño implica un mayor artefacto de volumen parcial (VILAR, 1991) y, por lo tanto, con que, en una estructura de este tamaño, el equipo tienda a promediar la IS con los espacios de alrededor y a disimular

las diferencias internas de IS, con lo que se obtendría una menor IS promedio y una mayor homogeneidad, como efectivamente hemos registrado en nuestro trabajo; sin embargo, explicar la mayor homogeneidad de los adultos enfermos frente a los adultos sanos es un poco más complicado ya que, en principio, la tendencia general es que las lesiones produzcan cambios en las estructuras afectadas que, precisamente, tiendan a disminuir la homogeneidad de los tejidos, elevando la IS respecto a otras dependiendo de la potenciación utilizada (GILI, 1993; HELMS y col., 2011); pese a lo dicho, hay ocasiones en las que la afección de la estructura estudiada es generalizada y difusa, con lo que puede cambiar su IS pero su homogeneidad puede no verse afectada o, incluso, aumentar (HELMS y col., 2011). Este podría ser el caso del corion perióptico en el caso de la infosura ya que, como hemos discutido con anterioridad, los cambios vasculares y patológicos derivados de la evolución de la enfermedad, quizá, conduzcan a una alteración en el metabolismo que, por lógica, debería afectar de forma difusa a toda la estructura. Las imágenes de los animales inmaduros sin lesión presentan, para el corion perióptico, una señal más homogénea incluso que la de los caballos que sufren infosura en las imágenes con FOV 512, aunque no tanto como la de estos adultos enfermos con FOV 256, lo que es difícilmente interpretable dada la escasez de peso estadístico de estos datos, como se deduce al observar su intervalo de confianza en la tabla correspondiente de la Figura 279; sin embargo, podríamos pensar que el metabolismo y, por ende, la vascularización y la hidratación en los animales inmaduros pudieran favorecer una mayor IS difusa y, con ella, una mayor homogeneidad de la señal observada (gráfica 4, Figura 280)

En esta estructura y potenciación, el hecho de que la textura granular de la señal no fuera tan frecuente como en otros lugares, tales como la piel o el periople, podría asentarse en la mayor homogeneidad de la señal que se detectó aquí. De los tres grupos que presentaron imágenes con textura granular, el mayor tamaño del grano correspondía al grupo de animales maduros sin lesión con FOV 256, seguido por el de los maduros sin lesión con FOV 512 y por el grano más pequeño del grupo de caballos con infosura con FOV 512; podemos decir que estos datos concuerdan con lo discutido para otras estructuras y potenciaciones ya que, asumiendo que hay una combinación de factores en los que parece influir bastante el tamaño del vóxel, es lógico que las imágenes con FOV 256 sean las que presentan un mayor diámetro del grano; además, la mayor homogeneidad del corion perióptico en los animales con infosura no sólo podría haber

influido en la frecuencia de las imágenes con textura granular, sino que, de alguna manera, podría haber influido también en la percepción del tamaño del grano por parte del observador (gráfica 5, Figura 280).

La textura (gráficas 6 a 10 de la Figura 280) varió en función del grupo de imágenes, siendo los resultados coherentes con la proposición de que “el grado de homogeneidad o heterogeneidad de la señal recogida, desde el área de una determinada estructura, está muy relacionada con la textura de la imagen de dicha superficie, aunque no son exactamente lo mismo, y su información, en cierto grado, se complementarían”; de manera que, en los grupos de imágenes de adultos con FOV 256, en los que, como ya hemos visto, la tendencia es a presentar una mayor homogeneidad que en las imágenes de adultos con FOV 512, la textura granular, o no aparece o lo hace con una frecuencia inferior a la de aquellos. Además, si comparamos los animales maduros sin lesión con aquellos que presentan infosura, vemos que, dentro de las imágenes con el mismo FOV, para el grupo de animales enfermos, o la textura granular no aparece o lo hace con menor frecuencia, lo que concuerda también con la mayor homogeneidad registrada en nuestro trabajo para estos grupos. Los animales inmaduros sin lesión con FOV 512 son un caso aparte, difícil de valorar por su amplio intervalo de confianza en la IS, pero se puede observar que también siguen esta tendencia, ya que sus tonos de gris primario y secundario se registraron muy próximos en valor, su homogeneidad fue muy alta y en su textura no aparece la granular para ninguno de los datos recogidos.

6.1.2.2.B. IMÁGENES POTENCIADAS EN DP SE DEL CORION PERIÓPLICO

El hecho de que, de forma global y a primera vista, esta estructura presente en DP SE un patrón más algodonoso o liso y menos granular en su superficie, podría estar relacionado con que todos los H^+ capaces de entrar en resonancia participan en la señal recogida para formar la imagen (GILI, 1993), de forma que las zonas que presentaran menor IS en T1 SE, por presentar menor porcentaje de agua ligada y quizá mayor de agua libre, podrían estar equiparándose en señal a otras zonas con mayor IS en T1 SE, con lo que la imagen, teóricamente, ganaría en homogeneidad, favoreciendo este tipo de patrones frente al granular; es decir, como en esta potenciación la IS de cada zona y estructura depende de la concentración o densidad de H^+ capaces de entrar en resonancia (GILI, 1993), cuanto más constante tienda a ser esta densidad dentro de la

estructura en cuestión, mayor será la tendencia hacia la homogeneidad y las texturas más suaves.

Como la IS de esta estructura depende de la concentración o densidad de H^+ , es más complicado sacar conclusiones acerca de por qué se ve más o menos intenso en relación con otras estructuras, más allá de la mencionada concentración de núcleos de hidrógeno capaces de entrar en resonancia; sin embargo, sí podemos decir que el corion perióplico, teóricamente bastante vascularizado (POLLIT, 1998) y sin tejido adiposo (SÁNCHEZ-VALLE, 2008) ni glándulas sebáceas (MONTEIRO-RIVIERE, 1993), y teniendo en cuenta la sangre intravascular coagulada o estancada (LATORRE y col., 2006), teóricamente, presentaría alta IS. Es lógico pensar, por tanto, que su IS debería asemejarse más a la del corion coronario y algo menos a la de la dermis cutánea más cercana, como efectivamente hemos observado en nuestras imágenes, aunque no en todos los casos, ya que, como se ha señalado en el apartado de resultados, en esta potenciación aparece una mayor variabilidad en la relación de IS, tanto con la capa externa de la piel como con el corion coronario, que en T1 SE. Es por esto que aquí, quizá, aún sea más necesario que la calidad de la imagen permita visualizar las dos pequeñas líneas hipointensas que separan esta estructura de la capa externa de la piel y del corion coronario, para así establecer con precisión sus límites (Figura 282).

Como es lógico, al igual que en las imágenes potenciadas en T1 SE, el hecho de que la tendencia entre el corion coronario y el corion perióplico sea a presentar tonos de gris de intensidad similar en la imagen complica la tarea de distinguir uno del otro, sobre todo en las imágenes en las que se puede producir un mayor artefacto de volumen parcial entre los dos, como son las obtenidas en el plano transversal y, como ya se ha adelantado en el apartado de resultados, el hecho de visualizar el periople es importante a la hora de intentar distinguir el corion coronario del corion perióplico, ya que nos ayuda a situarnos anatómicamente con precisión sin comparar con el corte idéntico en otra de las potenciaciones básicas o convencionales; sin embargo, la ausencia de la imagen del periople hace casi imprescindible dicha comparación.

En animales inmaduros como los potrillos de corta edad y los neonatos, de forma similar a como ocurría en T1 SE, las relaciones entre las intensidades de señal de unas y otras estructuras no son las mismas que en los adultos, aunque aquí, evidentemente, las razones de esta variabilidad radican en los cambios de la densidad global de H^+ y no en

las proporciones o relaciones entre el agua libre y la ligada, como ocurriría en T1 SE. Esto conduce a que, además de los mismos problemas que surgen para la identificación y aislamiento del corion perióplico en DP SE en adultos, aparezcan otros; entre ellos, destacábamos en el capítulo de resultados, el tono de gris que presenta, similar a la capa externa de la piel y al corion coronario, de forma simultánea, en las mismas imágenes; además, a esto hay que añadir que, internamente, al contrario de lo que se observa en adultos, no parece estar delimitado directamente por la capa hipointensa que se proyectaría desde la dermis reticular (GARCÍA y PÉREZ, 1983; PIRES y LIGHTOWLER, 1989; STECKEL, 1992), sino que se distingue una pequeña capa iso-intensa que lo separa de dicha capa hipointensa, de la que resulta extremadamente difícil de distinguir, tanto en esta potenciación como en T1 SE y que, vista en IRM, parece ser una especie de prolongación y adelgazamiento de la subcapa exterior de la capa externa de la piel de la cuartilla, lo que, de alguna manera, complica la afirmación que hacen algunos autores acerca de que el corion es una prolongación modificada de la dermis (GARCÍA y PÉREZ, 1983; PIRES y LIGHTOWLER, 1989; STECKEL, 1992), ya que, en el caso del corion perióplico, parece que la capa papilar de dicha dermis se plegara bajo esta estructura, y como si la capa reticular de la mencionada dermis de la cuartilla se plegara, a su vez, por debajo de la papilar; con lo que, en estos animales inmaduros parecería que, efectivamente, el corion coronario fuera una prolongación de la dermis cutánea modificada, pero que el corion perióplico, o al menos el área que nosotros identificamos como tal y seleccionamos para el análisis, fuera una estructura aún más diferenciada (Figura 286).

Observando la gráfica 1 de la Figura 289, veíamos que, para la potenciación DP SE, los grupos de imágenes de animales maduros con FOV 512, tenían un valor cercano entre ellos, aunque algo más elevado y con mayor intervalo de confianza en el grupo de animales sin lesión en la zona; esto, desde nuestro punto de vista, podría ser muy revelador, ya que implica que aquellos cambios que pueden haber dado lugar a una mayor IS en los caballos con infosura en T1 SE, parece que no causan una mayor IS en DP SE, lo que implica que dichos cambios no deben estar relacionados con la densidad total de H^+ capaces de entrar en resonancia y, por lo tanto, podría ser que no hubiera cambios en la cantidad de sangre estancada, ni en la hidratación total de la estructura, sino que los cambios se fundamentaran, como ya se sospechaba por los resultados en T1 SE, en la proporción de agua ligada que presentarían los animales con infosura en

relación con los sanos, y esto puede que se trasladara, de alguna manera, al periople, lo que explicaría, al menos parcialmente, los resultados obtenidos en este estudio para esa estructura. El grupo que presentaba una menor IS era el de inmaduros con FOV 512, lo que, en principio, debido a su gran intervalo de confianza, debe ser cuidadosamente valorado a la hora de sacar conclusiones por su escaso peso estadístico; no obstante, teóricamente, esta diferencia de IS con los adultos, debería asentarse en una diferencia en la densidad total de los H⁺ presentes capaces de entrar en resonancia (GILI, 1993), de los que los equinos inmaduros tendrían una cantidad, por unidad de volumen, notablemente menor.

También en esta potenciación, al igual que en T1 SE, hemos apreciado subjetivamente que la IS era mayor en las áreas seleccionadas en la zona volar que en las de las lumbres o cuartas partes; sin embargo, no podemos comparar esta afirmación de una manera objetiva, pues no hemos procesado los datos de forma separada; pero creemos que la razón podría ser la misma que ya hemos señalado en relación con la potenciación T1 SE, es decir, el cambio en la naturaleza, estructura y metabolismo del corion perióplico, a medida que se transforma progresivamente en corion de la ranilla, unido a la dificultad añadida en esta zona para delimitarlo con precisión.

Cuando atendemos a los tonos de gris registrados, vemos que, tanto en cuanto al predominante como en cuanto al minoritario, sigue habiendo una predominancia del grupo de animales maduros sin lesión respecto al de adultos con infosura, apareciendo una diferencia incluso algo más marcada que cuando atendíamos al parámetro de IS exclusivamente; sin embargo, entraría dentro de lo que nosotros consideraríamos una concordancia normal entre los valores de IS y los tonos de gris, por la relación existente entre la energía liberada por el vóxel y el tono de gris del píxel (GIRARD y col., 1995; LOPEZ-POVEDA, 2006). Por otro lado, se observó que los animales inmaduros sin lesión, cuando se atendía al tono de gris que presentaba el corion perióplico en DP SE, se equiparan al grupo de animales con infosura, incluso con valores algo superiores en ambos tipos de gris, lo que contrasta con su menor IS respecto a ellos; pero ya señalamos en los apartados anteriores que esto es muy complicado de valorar debido al alto intervalo de confianza que presenta este grupo también en DP SE; además, observando la diferencia entre el gris primario y el secundario, vemos que están bastante igualados, aunque en el grupo de animales con infosura es un poco mayor, lo que, por lógica, conduciría a una mayor heterogeneidad; sin embargo, cuando vemos los

resultados para este parámetro, su valor es algo mayor en los adultos sin lesión que en los adultos con infosura, para lo que, en principio, no encontramos explicación lógica (gráficas 2 y 3, Figura 289).

Al analizar la heterogeneidad media, vemos que ésta es muy similar en los tres grupos, pero que, al igual que ocurría en T1 SE, en esta estructura, es menor en los animales maduros con infosura que en los maduros sin lesión en la zona, lo que, como acabamos de decir, en principio va en discordancia con los resultados de los tonos de gris, ya que la mayor diferencia entre los tonos primario y secundario se da en el grupo de caballos con infosura y no en el grupo de adultos sanos sin lesión; no obstante, esto nos indicaría que la heterogeneidad global observada para un área no sólo depende de que entre el tono de gris predominante y el minoritario haya más o menos contraste, sino también de otros factores como por ejemplo la textura, lo que apoya, de alguna manera, que dicha textura sea un factor más a considerar cuando se intenta describir una imagen de IRM de la manera más objetiva posible, pues este parámetro facilita la interpretación por otros profesionales y, con ello, constituye un avance más hacia la estandarización (gráfica 4, Figura 289).

Centrándonos en esta textura, vemos que la lisa, que se correspondería con la que presentaría, en principio, mayor homogeneidad, es superior en los animales adultos con infosura que en los adultos sin lesión, lo que coincidiría con la mayor heterogeneidad obtenida para este último grupo; sin embargo, los inmaduros sin lesión presentan en todos los casos textura lisa y, sin embargo, cuando observamos los resultados de su heterogeneidad, no resultó ser el grupo más homogéneo, lo que sólo podemos achacar a que, además de los tonos de gris y la textura, hay más factores que influyen en la heterogeneidad de la señal como, por ejemplo, el que los tonos de gris se agrupen en grandes manchas aunque su aspecto sea liso, o bien que el error derivado de la subjetividad del observador altere el resultado hasta este punto. Por otra parte, cuando comparamos nuevamente los adultos con infosura con los sanos, vemos que la textura granular, en principio más heterogénea, predomina en los enfermos, lo que contrarrestaría, al menos en parte, el efecto de su mayor porcentaje de imágenes con textura lisa, y explicaría que, finalmente, la diferencia entre la heterogeneidad y la homogeneidad de los dos grupos fuera escasa (gráfica 6, Figura 289).

El diámetro medio del grano, para aquellos grupos que presentan un porcentaje de imágenes con textura granular para esta estructura, fue mayor en los animales maduros sin lesión que en los maduros con infosura, lo que podría haber contribuido también a su mayor heterogeneidad y a lo que, realmente, tampoco encontramos una explicación sólida (gráfica 5, Figura 289).

6.1.2.2.C. IMÁGENES POTENCIADAS EN T2 FSE DEL CORION PERIÓPLICO

En T2 FSE, la IS recogida está relacionada con la coordinación en la relajación de los H^+ , y los núcleos de hidrógeno pertenecientes al agua libre dan lugar a mayor IS que los de otras sustancias (GILI, 1993); sin embargo, esto no quiere decir que las otras moléculas no sean capaces de influir en la señal recogida, como se puede deducir de la alta señal que otros autores achacan a los vasos sanguíneos y a su contenido en estudios *post mortem* (KLEITER y col., 1999; KOTANI y col., 1999), o a las zonas con lisis reciente de glóbulos rojos (GILI, 1993); lo que podría aplicarse perfectamente a nuestra investigación, ya que, para esta estructura, todos los casos fueron estudiados *post mortem* y, en ocasiones, tras un ciclo de congelación y descongelación. Dicho esto, y sabiendo que en nuestro trabajo el corion perióplico en esta potenciación, se identifica, discrimina y delimita con mucha mayor dificultad que en T1 SE o DP SE, como se ha observado también en el caso de la piel y el periople, y que se observa entre ligera y moderadamente hipointenso en relación con el corion coronario, y muy ligeramente hiperintenso o isointenso en relación a la capa externa de la piel, con la que se continúa proximalmente, de tal manera que resultaba muy difícil localizar su límite, hemos de pensar que su contenido en agua libre no es mayor que el del corion coronario ni que el de la capa externa de la piel, y que su contenido en sangre intravascular no es suficiente como para dar lugar a la misma IS que el corion coronario, tal vez por el menor tamaño y grosor de sus papilas y, por ende, de sus vasos (POLLIT, 1998), aunque, este contenido vascular sí podría ser la razón de la IS ligeramente superior que presenta en relación a la capa externa de la piel, sobre todo en las imágenes que se obtienen con una mayor calidad. Por otro lado, huelga decir que, en relación al aire y a la capa media de la pared del casco, como ocurría en las otras dos potenciaciones vistas, sigue siendo hiperintensa, como era de esperar y por las mismas razones (Figura 290).

Como ya ocurría con otras estructuras, debido a su peor discriminación, a los límites peor definidos, a la merma en la calidad global de la imagen que venimos

observando en esta potenciación, y al menor contraste con las estructuras adyacentes, en general, se requiere de la comparación con T1 SE o DP SE para poder, siquiera, delimitar esta estructura, e incluso con esta ayuda, se tiende a abarcar una mayor superficie en la imagen cuando se selecciona para su estudio en T2 FSE, probablemente debido sus límites más difuminados, lo que, de nuevo, nos conduce consecuentemente, a insistir en la idea, ya discutida en otros trabajos de investigación (FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2009 y 2014), de que las diferentes potenciaciones básicas o convencionales se complementan, de manera esencial e indispensable, para interpretar y comprender la anatomía y los procesos patológicos de la extremidad equina (Figura 291).

Debido al poco contraste existente en esta potenciación, entre el corion perióplico y la capa externa de la piel, además de resultar más difícil discriminar el límite proximal del mismo en los cortes sagitales o coronales; en los transversales, fue extremadamente complicado discriminar el corion perióplico de la capa externa de la piel; sin embargo, el pequeño contraste existente entre el corion coronario y el perióplico, tal vez derivado del diferente grado de vascularización, ayuda a discriminar uno del otro en este plano de corte, e incluso, por comparación de cortes idénticos potenciados de forma diferente, ayuda a diferenciar estas dos estructuras en T1 SE y DP SE, donde la IS de las mismas es indiferenciable en muchos casos (Figura 294). Por otro lado, en T1 SE y DP SE, hay un mayor contraste entre el corion perióplico y la piel que en T2 FSE, con lo que, en este juego de comparaciones, con capacitación y experiencia, podemos terminar discriminando los límites de las tres estructuras a fuerza de superponer cortes idénticos potenciados de una u otra manera, trabajo que no nos ha quedado más remedio que llevar a cabo en este estudio de investigación.

Las débiles líneas hipointensas que delimitan proximalmente el corion perióplico de la capa externa de la piel y distalmente del corion coronario, en T2 FSE, son mucho más difíciles de observar y, normalmente, sólo se distingue la distal en imágenes muy concretas de mayor calidad; esto, probablemente, deriva de la menor IS del corion perióplico en relación a T1 SE y DP SE, de su menor contraste con la capa externa de la piel que con el corion coronario y de la menor calidad general de la imagen observada en T2 FSE en relación a las otras dos potenciaciones (Figura 293). También aquí, como ocurría en T1 SE y en DP SE, si se visualiza el periople, lógicamente, éste se puede tomar como referencia para no confundir el corion coronario con el perióplico, ya que,

por su disposición anatómica, cuando observamos el periople separado de la banda de alto tono de gris que podría representar a cualquiera de ambas estructuras dérmicas, sabremos que se trata del corion coronario y no del perióplico; por el contrario, cuando el periople casi no se pueda independizar de la banda de corion o se observe adherido a ésta, sabremos que, aunque pueda existir algo de artefacto de volumen parcial, en esencia, se tratará de corion perióplico (Figura 294), y entonces, lo realmente complicado será, como ya hemos señalado, discriminarlo de la capa externa de la piel (Figura 295)

En el neonato, en los cortes coronales potenciados en T2 FSE, el corion perióplico también presenta un menor tono de gris que en los mismos cortes potenciados en T1 SE y DP SE; con mucha frecuencia, presenta mayor contraste con la capa hiperintensa externa de la piel y, si el corte es apropiado, se discrimina mejor del corion coronario gracias a la mayor nitidez de la línea hipointensa que los separa (imagen B y C, Figura 296); además, hemos podido distinguir esta tenue línea, que separa el corion perióplico del coronario, en la mayoría de los cortes sagitales de la serie, a excepción de los más abaxiales, debido a su gran artefacto de volumen parcial, incluso cuando el corion perióplico no era nítido y se encontraba difuminado, distorsionado e indistinguible en relación a la capa externa de la piel (imagen A, Figura 296). Todo esto podría derivar de un metabolismo y una vascularización de esta estructura diferentes en el neonato respecto al adulto e, incluso, de una diferente proporción de agua libre merced a una mayor hidratación de los individuos jóvenes (SILVERTHORN y col., 2008), aunque es muy probable que haya influido también el hecho de que en los neonatos se utilizaron antenas más pequeñas que en los adultos, que, por lo tanto, se aproximaban más a la superficie de la piel, lo que aumenta la calidad general de las imágenes, permitiendo aumentar la resolución sin disminuir en demasía la señal recogida y procesada por el equipo (HELMS y col., 2011). En este tipo de pacientes y en esta potenciación, al igual que en T1 SE, también se observa, sobre todo en los cortes coronales, que, bajo el corion perióplico, parece haber una capa que conecta parte de la capa externa de la piel con el corion coronario; sin embargo, en T2 FSE, al contrario que en T1 SE o DP SE, la diferencia de tono de gris entre el corion perióplico y el coronario nos permitía apreciar que esta capa, situada interiormente al corion perióplico, parecía que estaba formada en su mitad distal por una extensión proximal del corion coronario y, en su mitad proximal, por una extensión distal de la subcapa más externa de la capa externa de la piel, lo que,

como comentamos en el estudio de las anteriores potenciaciones, da la sensación de que el corion perióplico no es estrictamente la continuación o la adaptación de la capa papilar de la dermis cutánea, ya que ésta parece invaginarse bajo él, sino una estructura más diferenciada y aislada del corion coronario y de la capa papilar de la dermis cutánea de lo que lo estarían estas dos últimas estructuras entre sí. Esta idea podría verse apoyada por el hecho de que la capa hipointensa, que parece ser la continuación y adaptación en la zona de la capa reticular de la dermis cutánea, se dispone más hacia el interior, separando estas invaginaciones del corion coronario y de la dermis papilar cutánea del resto del rodete coronario.

El hecho de que en nuestros resultados para T2 FSE, como en las otras potenciaciones vistas, la aptitud de las imágenes con FOV 256 sea menor que la de aquellas con FOV 512, es lógico y esperable, ya que, en una estructura de estas dimensiones y con estos problemas de contraste y discriminación con las zonas adyacentes, la resolución juega un papel esencial y, como es sabido, a mayor matriz, que en este caso coincide con mayor FOV, mayor resolución (GILI, 1993; HELMS y col., 2011).

En nuestros resultados, se puede observar cómo, en las imágenes con FOV 512, los animales con infosura presentan, con un intervalo de confianza similar, una IS notablemente superior a los animales sin lesión en la zona. Nosotros entendemos que, debido a las características histológicas de esta estructura y a las moléculas a las que pertenecen los H^+ que dan lugar a mayor IS en esta potenciación, esta diferencia debería asentarse, en principio, en una distinta proporción de agua libre o en diferencias en la vascularización o la presencia de sangre en el corion perióplico. Si esta estructura sufriera una inflamación aguda, cabría esperar que, debido a las alteraciones de la permeabilidad vascular (PRYDE 2009) aumentara tanto el agua libre como la ligada, lo que concordaría con los resultados obtenidos en T1 SE, en los que el grupo de animales enfermos con FOV 512 también poseía una mayor IS; sin embargo, la inflamación, como tal, en esta zona, en principio sólo la deberíamos encontrar en los animales en fase aguda, mientras que en fase crónica, lo que encontraríamos sería rotación y descenso de la tercera falange en mayor o menor grado, con la alteración vascular que éstas conllevan (POLLIT, 1998; POLLIT, 2000b; PEREYRA y SÁNCHEZ, 2011); no obstante, como se señaló en el apartado correspondiente a T1 SE, en fase crónica, pueden existir recidivas con inflamaciones asociadas (POLLIT, 2003; SÁNCHEZ y

PEREYRA, 2011) que favorezcan estos resultados, y en cualquier caso, es muy probable que, al igual que en otros procesos que cursan con daños vasculares comparables (POLLIT, 2000), , existan daños microscópicos que conlleven microrreparaciones, probablemente asociadas a un aumento de la permeabilidad vascular y del agua libre y ligada en esas localizaciones y que, si son lo suficientemente numerosas, den lugar a una imagen de alteración difusa de la IS.

Teniendo en cuenta que, aunque el estadio de los animales sacrificados de los que se obtuvieron las extremidades fue variable, puede decirse que todos habían pasado la fase más aguda de la enfermedad, ya que cuando se sacrificaron llevaban al menos una semana presentando síntomas; en cuyo caso, podríamos tener la tentación de decantarnos más bien hacia la idea de que esta diferencia de IS entre el grupo de adultos sanos y el de caballos adultos con infosura pueda deberse a las diferencias entre la vascularización o la presencia de sangre entre un grupo y otro, lo que explicaría también la mayor IS del grupo de adultos con infosura respecto a los sanos en T1 SE; sin embargo, estaríamos despreciando la probabilidad de recidivas clínicas de baja intensidad o subclínicas, y la posibilidad de la existencia de microlesiones en reparación. Por otra parte, el que en las imágenes con FOV 256 y menor matriz, los animales con infosura presentan una IS mucho menor que cualquier otro de los grupos estudiados en esta potenciación, no tiene mucho sentido clínico y, probablemente, se explique desde el punto de vista de una muestra insuficiente, ya que este grupo estaba formado por sólo dos datos, o desde el punto de vista de un mayor artefacto de volumen parcial, que siempre se da en las imágenes con menor matriz (VILAR, 1991), que hicieran disminuir drásticamente la media de IS al abarcar mayores espacios de aire y de pared del casco en las zonas periféricas. Los animales inmaduros con FOV 512 presentaron una IS intermedia entre los maduros sin lesión y los animales con infosura, aunque con un intervalo de confianza demasiado grande, que nos hace sospechar que la representatividad estadística de los tres datos recogidos es casi nula; no obstante, su valor medio de IS, situado entre el de los adultos sin lesión y el de los adultos con infosura, podría tener sentido si lo enfocamos teniendo en cuenta que el animal joven, supuestamente más hidratado (SILVERTHORN y col., 2008), podría presentar un mayor porcentaje de agua libre en esta estructura, que daría lugar a alta IS en T2 FSE, aunque tampoco podemos descartar que tenga un aporte sanguíneo diferente al adulto, ni hasta qué punto podría influir la mejor recogida de señal por parte de la antena, al ser más

pequeña la que se utilizó en estos pacientes y estar más próxima a la superficie de la extremidad (HELMS y col., 2011), (gráfica 1, Figura 299).

Los valores de los tonos de gris primario o predominante y secundario o minoritario, valorados de forma conjunta para cada grupo, fueron un reflejo bastante fiel de la relación entre los valores medios de la IS para los grupos de adultos, lo que concuerda con lo esperable, basándonos en la relación entre la energía recogida del vóxel para esta potenciación y el tono del píxel reflejado en la pantalla (GIRARD y col., 1995; LOPEZ-POVEDA, 2006); sin embargo, en las imágenes de animales inmaduros con FOV 512, tanto el gris primario como el secundario, se elevan por encima de lo que teóricamente les correspondería, en comparación con los grupos de imágenes de animales maduros; creemos que esto podría deberse a una simple falta de representatividad estadística, debido a que los cálculos provienen de tres únicos datos, ya que otros factores como un posible artefacto de ganancia, que alterara el tono de gris en relación con los adultos, no parece muy probable teniendo en cuenta que, en T2 FSE, la cantidad de grasa medular ósea, que es la mayor diferencia teórica entre maduros e inmaduros, no es un tejido o estructura que genere alta o muy alta señal, y es la existencia o no de estas diferencias de señal entre unos cortes y otros del mismo estudio lo que hace que la ganancia se ajuste de manera que, en ocasiones, veamos en alguna estructura un tono de gris que, teóricamente, no le correspondería para esa serie de imágenes (VILAR, 1991). Al analizar los tonos de gris para los adultos con infosura con FOV 256, vemos que también se elevaron por encima de lo que teóricamente les correspondería si se mantuvieran las mismas relaciones entre los grupos que para la IS; esto podría deberse, al igual que para los inmaduros con FOV 512, a una simple falta de representatividad estadística, ya que estos resultados provienen de dos únicos datos; además, a esto podemos añadir que, para determinar la IS media, hay que seleccionar un área con precisión y que, como ya se ha mencionado en otras ocasiones, cuando la matriz se reduce el vóxel aumenta de tamaño y el píxel también (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), con lo que también se reduce la resolución (HELMS y col., 2011) y, a la hora de seleccionar un área con precisión mediante una herramienta informática como la utilizada en este trabajo, disminuye la precisión, con lo que se suelen abarcar áreas mayores de la periferia que contienen la señal del aire o del casco, o áreas con artefacto de volumen parcial del corion perióplico con el aire o la pared del casco, lo que reduce mucho la IS media obtenida; sin embargo, cuando el observador le

asigna un tono de gris lo hace visualizando el conjunto, y puede que intuitivamente desestime esas porciones de la periferia con baja o muy baja señal, por lo que, cuando comparamos la IS con los tonos de gris, en este grupo es posible que salga ganando el valor de este segundo parámetro (gráficas 2 y 3, Figura 299). Hay que señalar aquí que, una vez más, se observa que el tono de gris primario, dentro de cada grupo de imágenes, siempre supera al secundario, lo que únicamente implica que el tono de gris que ocupa más superficie dentro del área seleccionada es más claro que el que ocupa menos superficie.

Cuando analizamos los resultados de la heterogeneidad, vemos que no se observa una relación directa entre las diferencias de los tonos de gris primario y secundario, para cada grupo; es decir, no hay un orden en la media de heterogeneidad, para los distintos grupos, que se disponga de tal manera que a mayor diferencia entre el tono de gris primario y secundario se corresponda una mayor heterogeneidad; lo que, por otra parte, sería lógico y esperable, y tan sólo se cumple en el caso del grupo de maduros con infosura y FOV 256, que posee la mayor diferencia entre tonos de gris y la mayor heterogeneidad media. Esto profundiza en la idea de que el parámetro de heterogeneidad es complejo y tiene en cuenta más factores, además del contraste de grises dentro del área estudiada, lo que hace del mismo un factor más enriquecedor de la descripción de la imagen de RM. Aparte de esto, y dejando a un lado los resultados de los maduros con infosura y FOV 256 y de los inmaduros sin lesión y con FOV 512 que, como ya hemos señalado, tienen una baja representatividad estadística y pueden conducir a conclusiones poco fiables, podemos deducir que la menor heterogeneidad de los adultos enfermos con FOV 512, en relación con los adultos sin lesión con FOV 512, podría estar relacionada con que los cambios vasculares o metabólicos en los animales con infosura condujeran a una afectación difusa de la estructura, elevando la cantidad de agua libre o la presencia de sangre intravascular estancada, de tal manera que la textura fuera menos ruda y la heterogeneidad observada por el investigador menos elevada; sin embargo, esto no explica el hecho de que los tonos de gris primario y secundario contrasten más que en los adultos sin lesión con FOV 512, ya que si la afección es difusa, lo lógico es que el contraste entre grises sea menor; y a esta contradicción no le hemos encontrado explicación razonable (gráfica 4, Figura 299).

Al analizar los resultados del diámetro medio del grano en las imágenes con textura granular, vemos que, para el corion perióptico en T2 FSE, el diámetro del grano

fue mayor en el grupo con FOV 512 de animales sin lesión en la zona, seguido del grupo con FOV 512 de caballos con infosura; resultado que, desde el punto de vista de la comparación de uno de estos grupos con el otro, sigue la tendencia observada para T1 SE y DP SE, que podría achacarse, como en T1 SE, a que la mayor IS de los animales enfermos influyera en la percepción del grano por parte del observador; sin embargo, en DP SE, la IS no es mayor en este grupo y el grano también se percibió menor que en los sanos, con lo que no encontramos argumentos sólidos que sustenten esta observación. A esto hay que sumar que, si nos atenemos a nuestra suposición de que el tamaño del grano podría surgir de la combinación de diversos factores como la disposición histológica, el tamaño de la estructura a explorar y el tamaño del vóxel y el píxel, el grupo de animales con infosura y FOV 256 debería tener, al menos, un diámetro de grano mayor que el grupo de los animales con infosura y FOV 512, y quizá, incluso, mayor que el grupo de animales sanos con FOV 512, extremos estos que no se cumplen, aunque, como hemos repetido hasta ahora, el bajo número de datos en este grupo hace muy difícil la interpretación de estos resultados, mucho más, si tenemos en cuenta que, cuando hablamos de imágenes con textura granular, el número de datos es muy bajo para todos los grupos, con lo que el peso estadístico, para este parámetro, es bajo en general. Asumiendo esta última afirmación también para los animales inmaduros con FOV 512, podemos decir que, sin embargo, el resultado obtenido para este grupo, y aún teniendo en cuenta la poca representatividad estadística, es coherente con nuestras suposiciones, ya que el menor tamaño de los individuos, unido a su mayor matriz, conduciría a la observación de un grano de menor tamaño, como efectivamente se recoge (gráfica 5, Figura 299).

Atendiendo a la textura de la imagen de la señal emitida por el corion perióplico en esta potenciación, según el grupo de imágenes estudiadas, nos encontramos que, en el procedente de los caballos con infosura y un FOV 256, la textura se clasificó como granular en todos los casos, lo que contradice lo esperado si nos atenemos al hecho de que un grano de mayor tamaño conduce a un mayor efecto de volumen parcial que, teóricamente, iría en la dirección de suavizar diferencias de IS entre los puntos contenidos en el mismo vóxel, favoreciendo texturas menos rudas como la algodonosa o la lisa, situación que hemos observado para otras potenciaciones en esta estructura y para otras estructuras, como el periople o la piel, en la mayor parte de los casos y potenciaciones. En el resto de grupos, todos ellos con FOV 512, sí que se observa una

concordancia entre la heterogeneidad y el porcentaje de imágenes con textura granular, de manera que cuanto mayor era ese porcentaje, mayor era el valor de la heterogeneidad media en ese grupo, lo que es lógico si pensamos que esta textura es la menos suave, la más ruda y desigual de las tres. La explicación a las diferencias de textura entre unos grupos y otros no nos queda nada clara, pero puede que asiente en las mismas razones o en otras similares a las expuestas para las diferencias en la heterogeneidad, ya que parece haber una relación estrecha entre los resultados de ambos parámetros (gráficas 6, 7, 8 y 9, Figura 299).

6.1.2.2.D. IMÁGENES POTENCIADAS EN T2 FSTIR DEL CORION PERIÓPLICO

En T2 FSTIR, al igual que en T2 FSE, la señal recogida por el sistema y trasladada a la imagen es más intensa a medida que la liberación de energía por parte de los H^+ se produce de forma más coordinada; sin embargo, la opción inversión-recuperación está diseñada para eliminar o minimizar al máximo la moderada señal originada a partir de la grasa en la potenciación T2 SE, con lo que, al final, teóricamente, en T2 FSTIR, deberíamos obtener una imagen idéntica a la obtenida en T2 FSE, pero con la señal proveniente del tejido graso eliminada (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000); por esta razón, es lógico que, al igual que en T2 FSE, esta estructura se identifique y discrimine mucho peor en esta potenciación que en T1 SE y DP SE; sin embargo, en principio, no debería discriminarse mucho peor que en T2 FSE, como efectivamente hemos observado en los resultados de nuestro trabajo, ya que no posee tejido graso ni tan siquiera glándulas sebáceas (MONTEIRO-RIVIERE, 1993; POLLIT, 1998, SÁNCHEZ-VALLE, 2008), lo que nos conduce a pensar que, debido a alguno o a la combinación de varios de los parámetros de programación de las secuencias de pulsos utilizadas para la obtención de las imágenes así potenciadas, la calidad general de las mismas se ve mermada, incluso más que la de las potenciadas en T2 FSE. Así, en T2 FSTIR, la discriminación entre el corion perióplico y la capa externa de la piel con la que se relaciona en sentido proximal se torna prácticamente imposible; en dirección distal, el corion coronario presenta unos tonos de gris, reflejo de su IS, un poco mayores que el corion perióplico, pero incluso así, requiere que el observador preste toda su atención para poder discriminar un corion del otro; no obstante, esta pequeña diferencia, al igual que esgrimíamos para otras potenciaciones, podría derivar teóricamente de dos razones principales: o bien de una menor proporción de agua libre (GILI, 1993,

COUSSEMENT, 2000), o bien de una menor vascularización o aporte de sangre en el corion perióptico que en el coronario, con lo que los vasos con sangre estancada en su interior, según la bibliografía consultada, darían lugar a alta IS (KLEITER y col., 1999; KOTANI y col., 1999); sin embargo, creemos más probable que se deba, en mayor medida, a la diferencia de contenido en sangre estancada, ya que no hemos encontrado ninguna diferencia bibliográfica en relación a la posible mayor proporción de agua libre de esta estructura, pero sí hemos encontrado referencia al menor tamaño de las papilas periópticas en relación a las coronarias y, por ende, de los vasos que las nutren (POLLIT, 1998) (Figura 300). Por todo lo expuesto, en esta potenciación, más incluso que en T2 FSE, se hace necesaria la comparación de cortes idénticos potenciados de diferente manera, sobre todo en T1 SE y DP SE, para poder delimitar su área, tornándose casi imprescindible, cuando queremos delimitar el corion perióptico de la capa externa de la piel que lo limita proximalmente (Figura 301), más aún si se trata de cortes transversales, por las mismas razones que se expusieron en la potenciación T2 FSE (Figura 302).

Este argumento, acerca de la diferencia de señal basada en la cantidad de sangre estática, puede tambalearse desde el punto de vista de la comparación del corion perióptico con la capa externa de la piel, que dedujimos que mayoritariamente se compone de la capa papilar de la dermis cutánea y de la parte visible, o capaz de entrar en resonancia, de la epidermis; es decir, si suponemos que la diferencia de señal entre el corion perióptico y el coronario puede basarse en que este último posee un mayor metabolismo, debido a que sintetiza una mayor cantidad de queratina, y en que, asociado a esto y apoyado por el mayor tamaño de sus papilas, posee mayor cantidad de sangre, lo mismo debería ocurrir entre el corion perióptico y la capa externa de la piel, que son comparables en el mismo sentido pero con un corion perióptico que sintetiza más queratina y, por tanto, supuestamente, con mayores necesidades metabólicas y vasculares; pero, paradójicamente, todo esto no se traduce en una mayor IS del corion perióptico frente a la capa externa de la piel. A este respecto, podríamos pensar que la existencia de glándulas sebáceas en la piel, que no aparecen en el corion perióptico (MONTEIRO-RIVIERE, 1993; SÁNCHEZ-VALLE, 2008), podría compensar esta diferencia teórica en T2 FSE, por lo que, como se ha visto en nuestros resultados, la imagen de estas dos estructuras aparecía normalmente isointensa; pero no lo explicaría en T2 FSTIR, donde la señal grasa se anula y el corion perióptico debería presentar

mayor IS que la capa externa de la piel, con lo que, finalmente, la suposición de la diferencia metabólica y vascular no resulta plenamente satisfactoria. No obstante, hay que tener cuidado, ya que quizá, no haya tanta diferencia entre el metabolismo y síntesis de queratina del corion perióptico y la piel, sino que la diferencia podría estar más bien en que la queratina de la piel sufre un proceso de descamación muy superior al que sufre el periople y esto da la sensación de que el corion perióptico sintetiza más queratina que la dermis cutánea; todo esto habría que estudiarlo en profundidad ya que no hemos encontrado bibliografía al respecto y no está del todo claro.

Las tenues líneas hipointensas que limitan el corion perióptico, proximalmente de la capa externa de la piel y distalmente del corion coronario, y que en T2 FSE eran mucho más difíciles de observar, en T2 FSTIR no las hemos podido distinguir en ninguna de las imágenes obtenidas en este estudio (Figura 303), probablemente debido a la merma de calidad general detectada en esta potenciación en relación con las otras tres vistas, sobre todo en comparación con T1 SE y DP SE.

El hecho de que, en esta potenciación, en neonatos, resulte igual de complicado, o incluso más que en adultos, delimitar el área de esta estructura, no es de extrañar; sin embargo, lo sorprendente es que, si la calidad de la imagen es buena, resulta más útil comparar con el corte idéntico potenciado en T2 FSE (Figura 304) que con el potenciado en DP SE o T1 SE, ya que, en estos últimos, el contraste de intensidades entre la piel, el corion perióptico y el corion coronario es menor. Es lógico que haya diferencias notables entre las IS obtenidas en las potenciaciones T1 SE, DP SE y T2 FSTIR, porque ponen de manifiesto diferentes características de los tejidos en función de sus propiedades en IRM (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), pero, si tenemos en cuenta que en estas estructuras no hay tejido graso, a excepción de las glándulas sebáceas de la piel (MONTEIRO-RIVIERE, 1993; SÁNCHEZ-VALLE, 2008), no debería haber tanta diferencia entre T2 FSE y T2 FSTIR, por lo que, muy probablemente, este hecho derive, casi exclusivamente, de una merma de calidad asociada a las diferencias en los parámetros de programación de las secuencias de pulsos para obtener una u otra variante de la potenciación T2 SE. Dicho esto, creemos que, al igual que para otras potenciaciones, las diferencias observadas entre las imágenes del corion perióptico de los maduros y de los inmaduros, así como los contrastes entre esta estructura y las que la rodean cuando comparamos estos dos grupos, deberían estar asentados en las posibles diferencias metabólicas y de vascularización,

así como los probables cambios en la proporción de agua libre y ligada derivados de los mayores metabolismo e hidratación teóricos de los animales inmaduros.

En cuanto a la IS, y teniendo en cuenta que para esta potenciación sólo teníamos grupos con FOV 512, se observó que los animales maduros con infosura presentaban el mayor valor, seguidos de los adultos sin lesión, ambos grupos con un intervalo de confianza similar, lo que va en concordancia con los resultados obtenidos para la potenciación T2 FSE que, teóricamente, sólo se diferenciaría de T2 FSTIR en la señal de la grasa (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), de la que esta estructura carece más allá de los ubicuos lípidos que integran la membrana y otras estructuras de las células que lo componen, y cuya influencia, creemos que, con alta probabilidad, es despreciable. Así, las razones que expusimos, como probables causantes de esta diferencia entre adultos sin lesión y adultos con infosura en T2 FSE, deberían ser las que generen aquí también la mayor IS en los adultos enfermos en T2 FSTIR. El grupo de imágenes procedentes de los animales inmaduros sin lesión posee un valor mucho menor que los otros dos, lo que no es coherente con el resultado obtenido para este mismo grupo en T2 FSE, donde se situaba en un valor intermedio entre ellos, ya que, como en el caso anterior, entre una potenciación y otra no debería haber más diferencias que las derivadas de la existencia de grasa, que como ya hemos comentado, no procede para esta estructura, con lo que el valor de la IS de este grupo debería ser muy similar en T2 FSE y T2 FSTIR; aunque, teniendo en cuenta aspectos como el metabolismo o la hidratación del animal inmaduro en relación con el adulto, parece que es más lógico el resultado obtenido en T2 FSE; no obstante, ni en una ni en otra potenciación el número de datos es suficiente como para que el resultando tenga un mínimo de representatividad estadística, con lo que tampoco podemos extraer conclusiones de peso al respecto (gráfica 1, Figura 308).

Como era de esperar, dada la relación entre la señal emitida por el vóxel y el tono de gris representado en la pantalla (GIRARD y col., 1995; LOPEZ-POVEDA, 2006), los tonos de gris primario y secundario, o mayoritario y minoritario respectivamente, siguen una relación muy similar a la de la IS para los grupos de animales maduros sin lesión y de maduros con infosura; sin embargo, ambos tonos de gris se observan mucho más elevados en el dato recogido para los animales inmaduros sin lesión que en los otros dos grupos; es decir, el corion perióptico en este grupo se ve mucho más claro de lo que le correspondería por su IS pero, como ya hemos señalado en el párrafo anterior,

el hecho de que sólo tengamos un dato recogido, para dicho grupo en esta potenciación, hace que el resultado sea muy poco fiable, así como de interpretación arriesgada y difícil, por lo que no sacaremos ninguna conclusión al respecto (gráficas 2 y 3, Figura 308).

En T2 FSTIR, a diferencia de en T2 FSE, sí que hemos observado que la heterogeneidad se ajustaba o adaptaba muy bien a la diferencia entre los tonos de gris principal y secundario para cada grupo; lo que es lógico y, hasta cierto punto, esperable ya que, aunque sabemos que sobre el aspecto más o menos heterogéneo u homogéneo de un área de la imagen influyen más factores además de los contrastes entre diferentes tonos de gris, como pueden ser la textura o la distribución y simetría de las manchas, también sabemos que esta diferencia entre los tonos más claros y más oscuros es muy influyente y, en ocasiones, determinante sobre el grado de heterogeneidad; es decir, cuanto mayor es la diferencia entre la media del tono de gris principal y la media del tono de gris secundario dentro de cada grupo de imágenes, muy probablemente, mayor será la heterogeneidad media para ese grupo; con lo que, finalmente, dicha heterogeneidad fue parecida en los dos grupos de imágenes procedentes de animales maduros, aunque superior en el de los maduros con infosura, mientras que, en grupo de animales inmaduros sin lesión, la heterogeneidad fue la más elevada, llegando a un valor de 2 en una escala de 6, aunque en este último caso, éste debe interpretarse con las limitaciones que derivan de que dicho resultado proceda de un solo dato (gráfica 4, Figura 308).

El diámetro medio del grano, para aquellas imágenes que se clasificaron como de textura granular, fue mayor en el grupo de animales maduros con infosura que en el de maduros sin lesión; lo que difiere del resultado obtenido para T2 FSE, donde la situación era la inversa, y puesto que en este aspecto no debería haber diferencia apreciable entre un resultado y otro (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), al no existir tejido graso en el corion perióplico (POLLIT, 1998; SANCHEZ-VALLE, 2008), el resultado lógico y esperable es que, tanto en T2 FSTIR como en T2 FSE, los valores del diámetro del grano sean similares y guarden la misma relación entre los dos grupos; sin embargo, nuevamente, esta incongruencia es inconsistente debido a que, en ambas variantes de la potenciación T2 SE, el número de datos es muy bajo en el grupo de adultos sin lesión en T2 FSE y en el de adultos con infosura en T2 FSTIR; debido a esto,

la interpretación y extracción de cualquier conclusión al respecto es muy difícil y arriesgada (gráfica 5, Figura 308).

La textura de los grupos de imágenes estudiados en la potenciación T2 FSTIR, para el corion perióplico, fue algodonosa en el único dato recogido a partir de los animales inmaduros sin lesión; lo que, como es lógico, no merece la pena ser discutido, ya que su representatividad estadística es casi nula. En el grupo de imágenes procedentes de los animales maduros sin lesión, sobre el total, la textura fue granular en un 40% y algodonosa en otro tanto; mientras que el 20% de las imágenes restantes presentaron textura lisa; a su vez, en el grupo de animales maduros con infosura, las proporciones fueron muy similares a las de los maduros sin lesión, aunque predominó ligeramente la textura granular sobre la algodonosa, 46% frente a 36%; la lisa, por su parte, fue un poco más escasa, disminuyendo hasta el 18%. Si observamos los resultados de estos dos grupos de adultos, vemos que el grupo de adultos con infosura presentó un poco más de textura granular y un poco menos de textura lisa que el grupo de adultos sin lesión, lo que es coherente con el resultado obtenido para el parámetro de heterogeneidad, en que este mismo grupo presentaba una heterogeneidad media un poco mayor que el grupo de imágenes procedentes de los adultos sin lesión. No obstante, no somos capaces de explicar la razón por la que los animales adultos con infosura presentarían en T2 FSTIR una mayor heterogeneidad, un mayor contraste entre tonos de gris o unas texturas menos suaves en conjunto, ya que, si bien es cierto que la presencia de enfermedad tiende por lo general a aumentar el agua libre en los tejidos (GILI, 1993) y que, si ésta no está uniformemente distribuida, puede aumentar la heterogeneidad de la señal de la estructura, también es cierto que, si esta fuera la razón en este caso, tendríamos que haber obtenido el mismo resultado o muy parecido para T2 FSE, cosa que no ha sucedido (gráficas 6, 7 y 8, Figura 308).

6.1.2.2.E. COMPARACIÓN DE LOS VALORES MEDIOS DE LOS PARÁMETROS MEDIDOS, EN LAS DIFERENTES POTENCIACIONES, PARA EL CORION PERIÓPLICO; ANÁLISIS ESTADÍSTICO INFERENCIAL DE LOS ASPECTOS CLÍNICOS MÁS IMPORTANTES DE LA IRM DEL CORION PERIÓPLICO

E.1. Comparación de los valores medios

En cuanto a la comparación entre distintas potenciaciones, de los grupos de imágenes con FOV 256 y, por lo tanto, con menor matriz, sólo el grupo de animales

maduros con infosura aparece en dos potenciaciones diferentes, viéndose una IS notablemente mayor en T1 SE que en T2 FSE, lo que, por otra parte, coincide con lo observado de forma general para esta estructura ya que, en todos los grupos que es posible la comparación, en T1 SE la IS es notablemente superior a la obtenida en T2 FSE. Dejando aparte todos los problemas derivados de la utilización un vóxel de mayor tamaño como una menor resolución (HELMS y col., 2011) y un mayor artefacto de volumen parcial (VILAR, 1991), así como los derivados de un escaso número de muestras por grupo, que alteran sin lugar a dudas los resultados, la diferencia de IS entre estas dos potenciaciones podría relacionarse con una alta proporción de agua ligada en el corion perióptico de los animales adultos con infosura, que podría explicar la mayor IS en T1 SE y la menor IS en T2 FSE (GILI, 1993). La hipotética mayor presencia de sangre de los animales con infosura podría explicar parte de la diferencia con los animales adultos sin lesión, pero no tendría por qué producir una diferencia de IS entre la potenciación T1 SE y T2 FSE dentro de el mismo grupo; ya que la sangre estancada debería dar lugar a una alta IS en la imagen tanto en T2 SE (KLEITER y col., 1999; KOTANI y col., 1999) y, por ende, en sus variantes T2 FSE y T2 FSTIR, como en T1 SE (DENOIX y col., 1996; KLEITER y col., 1999; HEVESI y col., 2004). Por lo tanto, tendemos a pensar que, al igual que ocurría en el periople, en el corion perióptico, la proporción de agua ligada frente a la proporción de agua libre es determinante en las diferencias de IS detectadas para esta estructura en las diferentes potenciaciones.

En los tres grupos de imágenes con FOV 512, hemos obtenido resultados en las cuatro potenciaciones, con lo que es posible la comparación de dichos resultados; el grupo de animales inmaduros sin lesión, que posee un número muy escaso de datos, presenta una IS con un máximo en T1 SE, seguida de DP SE, y tras ésta, de T2 FSE, siendo el menor de todos los valores el de T2 FSTIR. Estos resultados hay que analizarlos con mucha precaución, ya que este grupo se caracteriza por presentar muy pocos datos en alguna de las potenciaciones, llegando al extremo en T2 FSTIR, donde el resultado procede de un solo dato; no obstante, el efecto determinante de un supuesto predominio del agua ligada frente al agua libre en el corion perióptico concuerda con la mayor IS del bloque T1 SE y DP SE, frente al bloque formado por las dos variantes de T2 SE, ya que, en este segundo bloque, sería el agua libre y no el agua ligada el que, debido a su mayor coherencia en la relajación, daría lugar a alta IS (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000); sin embargo, las diferencias de IS entre T1 SE y DP SE, con

una media un poco mayor para la primera de las potenciaciones, las achacamos más bien a errores derivados de un escaso número de datos recogidos para cada grupo, y exactamente lo mismo podríamos decir de las diferencias entre T2 FSE y T2 FSTIR.

El grupo de animales maduros sin lesión presentan mucha más IS en DP SE, seguida cercanamente de T1 SE y, a mucha mayor distancia y con valores muy similares, de T2 FSTIR y T2 FSE, siendo el valor de esta última es un poco menor aún. Estos resultados, tal vez debido a su mayor representatividad estadística derivada de un mayor número de datos recogidos por grupo, sí que se ajustan a lo esperado en todas las potenciaciones, si partimos de la suposición de que la mayor proporción de agua ligada frente al agua libre juega un papel determinante en la IS emitida por el corion perióplico; es decir, suponiendo una proporción de agua ligada mucho mayor que la de agua libre, asumiendo como nula la influencia del tejido graso por su ausencia, y dando por hecho que la sangre intravascular estancada influya por igual en las distintas potenciaciones, aunque debido al bajo diámetro de los vasos (POLLIT, 1998) y a su relativamente limitado aporte de sangre, ésta influya elevando poco la IS en general, es normal que, en DP SE, la IS sea la más alta, dado que se genera a partir de todos los H^+ capaces de entrar en resonancia, es decir, que tanto los que pertenecieran al agua libre como los correspondientes al agua ligada aportarían unidades al valor de la IS (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000); también es normal que, al ser el agua ligada la de mayor proporción y más determinante, la IS en T1 SE se sitúe en un valor cercano al de DP SE, aunque un poco menor; además, el hecho de que los valores de IS para T2 FSE y T2 FSTIR sean muy similares y se sitúen muy por debajo de los valores de T1 SE y DP SE es coherente con una menor influencia del agua libre, cuyos H^+ serían los que darían lugar a la mayor IS recogida en estas dos potenciaciones (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000).

El grupo de caballos maduros con infosura, vemos que sigue un patrón de orden muy similar al de los maduros sin lesión aunque, en la potenciación T2, predomina ligeramente la IS en T2 FSE sobre la variante T2 FSTIR (Figura 309); esto es lógico y coherente con la explicación que hemos dado para los animales maduros sin lesión, con la particularidad de que, en los animales aquejados de infosura, en todas las potenciaciones, excepto en DP SE, el valor es superior al de los caballos adultos sin lesión, lo que nos hace pensar que, además de un incremento la cantidad de agua ligada, lo que incrementaría la IS en T1 SE, como efectivamente se observa (GILI, 1993),

debería haber un incremento en la cantidad de agua libre para que se pudiera justificar la mayor IS en T2 FSE y T2 FSTIR, o bien un incremento en la presencia de sangre que justificaría también al mayor IS en estas tres potenciaciones, o lo que es más probable y lógico, una combinación de todos estos factores; sin embargo, tanto un incremento en la cantidad presente de sangre, como un incremento en la cantidad de agua libre y ligada, debería acarrear también una mayor IS en los adultos con infosura con respecto a los maduros sin lesión en la potenciación DP SE ya que, en esta última, todos los H⁺ capaces de entrar en resonancia generarían señal con una intensidad proporcional a su densidad (GILI, 1993), y este extremo no se observa en nuestros resultados, aunque, claro está, siempre puede ocurrir que esta diferencia se deba a la variabilidad de los datos obtenidos en el muestreo y no tenga significación estadística, como hemos comprobado en nuestros resultados y comentaremos más adelante en el apartado correspondiente. A estas valoraciones tenemos que añadir que el incremento de agua libre y ligada, que se explica fácilmente desde el punto de vista de la alteración de la permeabilidad vascular en la inflamación (PRYDE 2009), no es tan fácilmente justificable en los casos de infosura que nos ocupan, porque todos superaban la semana tras haberse iniciado los síntomas, algunos mucho más tiempo incluso, y el componente inflamatorio se vería muy mermado o incluso habría desaparecido (POLLIT, 2000b; POLLIT, 2003; PEREYRA y SÁNCHEZ, 2011); sin embargo, como ya se ha señalado con anterioridad, estaríamos despreciando la aparición de recidivas (POLLIT, 2003; SÁNCHEZ y PEREYRA, 2011), sobre todo subclínicas o de baja intensidad, y el efecto de las posibles microlesiones y su reparación (POLLIT, 2000) que, con alta probabilidad, influirían sobre el aporte sanguíneo y las presiones hidrostáticas.

En el estudio comparativo de los tonos de gris para las cuatro potenciaciones vemos que, en general, cuando se observan los grupos unidos como un solo bloque por potenciación, la sensación es que parece que los mayores tonos de gris, tanto secundario como primario, corresponden a la potenciación T1 SE, seguida de cerca por DP SE y, a mucha más distancia, por las variantes de la potenciación T2, con algo más de IS en T2 FSE y un poco menos en T2 FSTIR; esto, cómo es lógico y de esperar por la relación entre la IS emitida por el vóxel y la representación en pantalla del píxel (GIRARD y col., 1995; LOPEZ-POVEDA, 2006), se ajustaría bastante bien a la IS obtenida para esas potenciaciones, con la excepción de DP SE que, para el parámetro de IS, se situaba como el bloque de mayores valores medios, un poco por encima de T1 SE, mientras que

para los tonos de gris, como vemos, se sitúa algo por debajo; es decir, parece que, en las imágenes potenciadas en DP SE, observamos subjetivamente unos tonos de gris más suaves de lo que le debería corresponder por su IS. A este fenómeno no le encontramos una explicación clara; quizá los ajustes automáticos de la ganancia, en función de la IS de otras estructuras o tejidos, pudieran dar lugar a artefacto, lo que conduciría a un menor tono de gris en pantalla para el corion coronario de lo que le correspondería por su valor de IS; pero se trata de una sugerencia muy arriesgada que sólo se sustenta en una suposición.

Cuando observamos los grupos por separado, vemos que, en cada potenciación, el orden de mayor a menor IS entre los grupos es el mismo para el tono de gris primario que para el secundario, a excepción del grupo de animales inmaduros con FOV 512, cuyo tono de gris primario no supera al del grupo de maduros con infosura y FOV 256, y sin embargo, su tono de gris secundario si lo supera; esto nos indica una vez más que, como norma general, hay una concordancia entre los dos tonos de gris, de manera que el grupo y potenciación que tiene un mayor tono de gris primario suele presentar un mayor tono de gris secundario.

Al analizar nuevamente los tonos de gris frente a la IS media, vemos que la correlación del orden de los grupos, según su valor medio dentro de cada potenciación, no se respeta; por ejemplo, no siempre el que tiene mayor IS media en T1 SE es el que tiene mayores tonos de gris; sin embargo, esto ocurre, sobre todo, para los grupos de imágenes con FOV 256 y para el grupo de animales inmaduros con FOV 512, pero no para los grupos de imágenes procedentes de animales maduros con FOV 512, tanto sanos como con infosura; en estos dos últimos grupos, comparados entre sí, cuando uno tiene mayor IS de señal que otro en una potenciación concreta, también presenta un mayor tono de gris primario y un mayor tono de gris secundario para esa misma potenciación. Esto puede que derive de que los grupos en los que no hay una buena correlación entre IS y tono de gris se corresponden con aquellos en los que el vóxel es de mayor tamaño, lo que favorece la aparición de artefactos (VILAR, 1991; GILI, 1993), y con aquellos en los que el número de datos recogidos es escaso, con lo que la representatividad estadística es menor y, por lo tanto, las desviaciones o errores de los resultados pueden ser mayores. Estas dos cosas favorecerían la pérdida de la relación entre la IS del vóxel y la representación del píxel en pantalla, con lo que, al analizar los resultados gráficamente, causarían desviaciones sobre lo esperado. El resto de los

grupos, que corresponderían a adultos, enfermos o no, con FOV 512, presentarían un mayor ajuste a lo esperado, por poseer más datos para el cálculo de los resultados en cada grupo y por tener un menor tamaño de vóxel, que reduciría el artefacto de volumen parcial.

Cuando observamos los tonos de gris para las distintas potenciaciones de grupo en grupo, se puede ver cómo, en todos aquellos en los que hay datos para las cuatro potenciaciones, existe una cascada de valores, de manera que en T1 SE tienen el mayor valor, en DP SE el segundo, en T2 FSE un valor menor que en DP SE y en T2 FSTIR el menor de todos; tan sólo encontramos una excepción a esta observación, y es el grupo de animales maduros sin lesión con FOV 512, en el que el orden se invierte para los dos tonos medios de gris, tanto primario como secundario, siendo mayor el correspondiente a DP SE seguido del valor de T1 SE, e incluso, aunque casi de forma imperceptible, se invierte también en los bloques de las potenciaciones variantes de T2 SE, siendo algo mayor en T2 FSTIR que en T2 FSE. En realidad, cuando analizamos este dato, nos damos cuenta de que es este último grupo de imágenes, que aparece como la excepción, el que más se ajusta a los resultados obtenidos para el parámetro de IS, y que son el resto de grupos los que, de forma inesperada si nos basamos en la relación de la IS emitida por el vóxel y el tono de gris en pantalla del píxel (GIRARD y col., 1995; LOPEZ-POVEDA, 2006), elevan el tono de las imágenes potenciadas en DP SE por encima del tono en T1 SE y el de las imágenes potenciadas en T2 FSE por encima de T2 FSTIR, datos para los que no encontramos razones ni en la bibliografía consultada ni en las deducciones de los resultados que hemos ido obteniendo en este trabajo (Figura 310 y Figura 311).

Atendiendo a la heterogeneidad media, hemos de decir que, independientemente de que ninguno de los valores supere el grado 2 de nuestra escala, cuando se observan en bloque todos los grupos en una potenciación frente a otra, la tendencia parece ser la contraria que la encontrada para los tonos de gris, de manera que las potenciaciones que presentaban en conjunto un mayor tono de gris, presentan aquí una menor heterogeneidad y viceversa, aunque con pequeñas variaciones entre T1 SE y DP SE; sin embargo, no se observa que, en T2 FSE y T2 FSTIR, la diferencia entre los tonos de gris primarios y secundarios sea notablemente mayor que en T1 SE o DP SE, con lo que no parece que el contraste entre los grises más claros y los más oscuros de la imagen sea la razón de esta diferencia de heterogeneidades. Si comparamos grupo por grupo, en

aquellos de los que tenemos datos para las cuatro potenciaciones, vemos que se cumple esto mismo, de manera que tienen su máximo de heterogeneidad en T2 FSTIR, seguida de T2 FSE, tras ésta de T1 SE y, con el valor de heterogeneidad media menor, es decir de mayor homogeneidad, de DP SE; es decir, encontramos menos homogéneas o más irregulares las superficies estudiadas para esta estructura en las variantes de la potenciación T2 SE, y dentro de estas, la mayor irregularidad correspondería a T2 FSTIR; lo que no parece estar relacionado con el contraste entre los tonos de gris, ya que son similares para las distintas potenciaciones, pero sí que se relaciona llamativamente con la calidad de las imágenes, apreciada de forma subjetiva, para cada potenciación, e incluso, con la aptitud de cada potenciación para la valoración de la estructura estudiada, ya que, normalmente, la menor calidad o aptitud la hemos asignado a una de las potenciaciones variantes de T2 SE, con mayor frecuencia a T2 FSTIR, lo que coincide con la potenciación que presenta una mayor heterogeneidad. Esto nos lleva a pensar que, quizá, la peor calidad de esta potenciación genere un aspecto más heterogéneo para todas las estructuras analizadas (Figura 312).

En cuanto al diámetro medio del grano de las imágenes que presentan textura granular en la señal emitida por el corion perióptico, cuando comparamos unas potenciaciones con otras, no se observan diferencias notables que hagan pensar que el utilizar unas u otras favorezca la aparición de un grano de mayor o menor diámetro; sin embargo, lo que sí se observa es que, en el grupo de los adultos con infosura con FOV 512, el diámetro parece que presenta una menor variabilidad que en el grupo de adultos sin lesión con FOV 512, y que, a excepción de la potenciación T2 FSTIR, este diámetro tiende a ser menor en los adultos con infosura con FOV 512 que en los adultos sin lesión con FOV 512; no obstante, no encontramos argumentos coherentes y razonables que, basados en los resultados y deducciones obtenidos hasta ahora, así como en la bibliografía consultada, pudieran explicar estas observaciones (Figura 313).

E.2. Análisis estadístico inferencial

E.2.1. *Maduros sin lesión frente a maduros con infosura para las imágenes con FOV 512*

E.2.1.1. T1 SE

La mayor media de IS del corion perióplico de los equinos maduros afectados por la infosura, en relación a los maduros sin lesión, **es estadísticamente significativa** para esta potenciación, con lo que hemos de pensar que, al carecer de tejido graso, incluso de glándulas sebáceas (MONTEIRO-RIVIERE, 1993; SÁNCHEZ-VALLE, 2008), y verse incrementada la IS en los animales maduros con infosura en relación a los sanos, se tendría que producir, necesariamente, alguna alteración a nivel de esta estructura que condujera a una mayor cantidad o proporción de agua ligada, o a un aumento de la sangre en la zona, bien por aumento del aporte, extremo este último que contradice lo encontrado en la bibliografía (POLLIT, 1998b; PEREYRA y SÁNCHEZ, 2011), o por una dificultad en el drenaje venoso a nivel del corion perióplico, situación de la que tampoco se ha encontrado descripción en la bibliografía consultada. En cualquier caso, todo esto conduciría al aumento de IS (GILI, 1993; DENOIX y col., 1996; KLEITER y col., 1999; HEVESI y col., 2004).

E.2.1.2. DP SE

La mayor media de IS del corion perióplico en los equinos maduros sin lesión, en relación a los maduros con infosura, **no es estadísticamente significativa** para esta potenciación, lo que era de esperar, dada la escasa diferencia entre los valores medios de cada grupo y que nos indicaría que, pese a todos los cambios que se puedan producir en los adultos sin lesión en relación con los adultos que presentan infosura, la densidad o concentración de iones H^+ presentes en esta estructura y capaces de entrar en resonancia no varía significativamente en su conjunto, aunque sí que lo pudiera hacer en la forma en que aparece y por eso sí se habrían detectado cambios significativos en T1 SE (GILI, 1993); no obstante, este resultado restaría peso a la suposición del aumento del aporte de sangre porque, como ya se ha adelantado en el apartado correspondiente, la sangre intravascular estancada da lugar a alta IS en DP SE (LATORRE y col., 2006), con lo que sí debería recogerse una mayor IS en los animales enfermos.

E.2.1.3. T2 FSE

La mayor media de IS del corion perióplico de los equinos con infosura, en relación con los maduros sin lesión, **es estadísticamente significativa** para esta potenciación, lo que nos indicaría que, efectivamente, las alteraciones producidas en esta estructura en los adultos con infosura, en relación con los adultos sin lesión, dan lugar a cambios en la forma en la que encontramos los iones H^+ , que elevan la IS recogida, y sabiendo que para esta potenciación es el agua libre la que genera una mayor elevación de ese parámetro (GILI, 1993), es muy probable que, aun sin haber cambios en el cómputo o densidad total de H^+ , como nos indicaría el resultado en DP SE, y pese a haber un incremento del agua ligada o la presencia de sangre estancada, o ambos, como indicaría el resultado en T1 SE, también habría un aumento de la cantidad de agua libre o un aumento de la presencia de sangre estancada, ya que la sangre estancada intravascular también da lugar a alta IS en T2 SE (KLEITER y col., 1999; KOTANI y col., 1999), no obstante, esto último no encaja con el resultado obtenido en DP SE, como ya hemos señalado.

E.2.1.4. T2 FSTIR

La mayor media de IS del corion perióplico de los equinos maduros con infosura, en relación a los maduros sin lesión, **no es estadísticamente significativa** para esta potenciación, lo que llama tremendamente la atención ya que, si observamos la gráfica de la Figura 309, vemos que los valores para los animales maduros sin lesión y maduros con infosura son muy similares a los obtenidos para la potenciación T2 FSE y, teniendo en cuenta que en esta estructura no hay tejido graso ni tan siquiera glándulas sebáceas (MONTEIRO-RIVIERE, 1993; SÁNCHEZ-VALLE, 2008), y que, teóricamente, es la eliminación de la señal grasa lo único que diferencia estas variantes de la potenciación básica T2 SE, siendo la opción IR de T2 FSTIR la encargada de minimizar dicha señal (COUSSEMENT, 2000), lo esperable es que la diferencia entre los dos grupos de imágenes comparados fuera estadísticamente significativa al igual que en T2 FSE. Nosotros creemos que este resultado no significativo en T2 FSTIR se debe más bien a un número menor de datos de la muestra que, unido a una peor calidad general de las imágenes en esta potenciación, que dispersaría aún más los valores obtenidos para la IS, modifica el resultado del ANOVA, haciendo el muestreo insuficiente para poder calificar de significativa la diferencia entre grupos; con lo que suponemos que si el

número de datos recogidos aumentara, el resultado sería significativo, al igual que en T2 FSE.

Finalmente, podemos decir que, a la luz de los resultados de la IS, obtenidos a partir de las imágenes de RM, para las potenciaciones convencionales utilizadas en nuestro estudio, en los animales aquejados de infosura, el corion perióplico presenta cambios compatibles con un aumento del agua ligada y el agua libre, aunque sin un cambio significativo en la densidad total de H⁺ capaces de entrar en resonancia.

6.1.2.3. IRM DEL CORION CORONARIO

Como hemos señalado en el apartado de resultados, esta estructura no presenta la misma relación de intensidades con las otras que la rodean, en las diferentes potenciaciones estudiadas, aunque, en general, podemos decir que se observa con mayor intensidad de señal que la capa de tejido conjuntivo más densa que se sitúa justo adyacente hacia el interior, lo que es lógico, ya que ésta se trataría de la proyección a este nivel de la capa reticular de la dermis que, como hemos visto en este trabajo, aparecía hipointensa en relación a las otras dos capas de la piel, probablemente debido a su naturaleza altamente fibrosa (POLLIT, 2008b), y que, a este nivel, también poseería una baja señal en relación al cuerpo del corion coronario y al cojinete coronario adyacente a ella interiormente; también presenta el cuerpo del corion coronario una mayor IS en relación a la pared del casco que lo limita exteriormente, lo que a todas luces es lógico, también atendiendo a los resultados de otras estructuras como el periople o corion perióptico, en los que habíamos visto que esta pared del casco presentaba, en todas las potenciaciones estudiadas, una señal muy baja, en numerosas ocasiones difícil de discriminar de la señal del aire circundante (Figura 315).

Aunque el corion coronario se pudo identificar en los tres planos de corte utilizados, considerando las cuatro potenciaciones en conjunto, era en los cortes sagitales, coincidentes o cercanos al eje longitudinal de la extremidad, en los que mejor y con más frecuencia se visualiza (gráfica 1, Figura 317); en los cortes coronales, el porcentaje de series con imágenes aptas era un poco menor que en los sagitales (gráfica 2, Figura 317), siendo más apropiados los situados a nivel del centro del hueso navicular o próximos a este; en los transversales, se observaba con mucha menor frecuencia (gráfica 3, Figura 317). Esta diferencia de aptitud, desde nuestro punto de vista, se asienta principalmente en la magnificación o la disminución del artefacto de volumen parcial, ya que, debido a la disposición anatómica del cuerpo del corion coronario, es en los cortes transversales, sobre todo en los más alejados del límite proximal, donde con mayor frecuencia se produce un artefacto de volumen parcial o promedio mucho mayor; mientras que en los cortes sagitales próximos al eje central de extremidad, es donde el artefacto de volumen parcial sería menor.

6.1.2.3.A. IMÁGENES POTENCIADAS EN T1 SE DEL CORION CORONARIO

En T1 SE, como ya hemos señalado en otros apartados, la señal recogida proviene de las moléculas de tamaño intermedio, de las que las grasas son las que dan lugar a una liberación más rápida de energía en el proceso de resonancia, pero el agua ligada también es importante en la generación de señal en esta potenciación (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000); de ahí que, en las estructuras que no poseen en su composición, como el corion coronario (MONTEIRO-RIVIERE, 1993; POLLIT, 1998, SÁNCHEZ-VALLE, 2008), esta agua ligada puede ser determinante en la formación de la imagen; no obstante, tampoco hay que olvidar que, en los tejidos muy vascularizados, la sangre presente, ya esté en circulación, estancada o coagulada, puede influir en la formación de la imagen en T1 SE, de manera diferente, dependiendo de su antigüedad o estado concreto (GILI, 1993; FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2009 y 2014); en este trabajo, para esta estructura, todas las imágenes provenían de estudios *post mortem* y, de acuerdo con toda la bibliografía consultada (DENOIX y col., 1996; KLEITER y col., 1999; HEVESI y col., 2004), para esta potenciación y para la sangre intravascular, ya esté coagulada o sólo estancada, la IS se definió como alta, al igual que en T1 GRE (BLAIK y col., 2000), en DP SE (LATORRE y col., 2006), en T2 SE (KLEITER y col., 1999; KOTANI y col., 1999) y en T2* GRE (KLEITER y col., 1999; BLAIK y col., 2000).

Teniendo en cuenta que el corion coronario, en condiciones fisiológicas normales, es el responsable de la síntesis de la pared del casco (POLLIT, 1998, SANCHEZ-VALLE, 2008), lo que implica un metabolismo muy alto, considerando que posee una gran vascularización (POLLIT, 1998), y además, que un metabolismo alto, teóricamente, implica una gran concentración de sustratos y productos moleculares, además de las enzimas catalizadoras, y sabiendo que todas estas moléculas ligan agua a su alrededor (GILI, 1993), es lógico pensar que si existe una proporción de agua ligada relevante, y además hay un considerable aporte vascular, la tendencia sea a presentar una alta IS en T1 SE (GILI, 1993), o al menos a aparecer hiperintenso en relación a otros tejidos circundantes con menor metabolismo o menor aporte sanguíneo. No es extraño, por tanto, que el área de sección del cuerpo del corion coronario presente, en esta potenciación, la forma y descripción, según el plano de corte, que se ha expuesto como general para todas las potenciaciones y que su señal se pueda describir como hiperintensa en relación a su capa reticular, que lo limita interiormente y estaría

compuesta principalmente por tejido conjuntivo denso similar al de los tendones (colágeno tipo I) (POLLIT, 2008b), y a la pared del casco con la que contacta exterior y distalmente, compuesta por queratina que, en un individuo sano y a la observación, no debería dar lugar a una señal diferente de la del ruido (KLEITER y col., 1999). En relación al corion perióplico que lo limita proximalmente, sus intensidades de señal son muy similares en la mayor parte de las imágenes obtenidas y su delimitación es complicada, aunque, si la calidad de la imagen lo permite, se puede distinguir una tenue línea hipointensa que los separa, y que se correspondería, hacia el interior con la localización del pliegue que separa las papilas perióplicas de las coronarias, también denominado surco perióplico; no obstante, el corion coronario está más vascularizado que el perióplico y, en la práctica, sintetiza una mayor cantidad de queratina (POLLIT, 1998), lo que implicaría un mayor metabolismo y, por ende, una mayor concentración de sustratos, enzimas y productos con su agua ligada correspondiente; sin embargo, al menos a la observación subjetiva directa, no hay una diferencia tan manifiesta, como quizá cabría esperar teniendo en cuenta estas consideraciones. En relación a la capa de interdigitación dermoepidérmica del corion laminar, con la que se continúa distalmente sobre el tejuelo, de ordinario, a la observación directa y subjetiva, presenta un mayor tono de gris en la imagen potenciada en T1 SE, es decir, aparece hiperintenso; si tenemos en cuenta que este corion laminar, en el animal sano y de forma fisiológica, no es queratogénico (POLLIT, 1998; SÁNCHEZ-VALLE 2008), lo que teóricamente implicaría un menor metabolismo, y que además, en capa de interdigitación, al menos en apariencia, parece presentar una menor vascularización que el cuerpo del corion coronario (POLLIT, 1998), es lógico que en esta potenciación presente un menor tono de gris, reflejo de una menor IS; sin embargo, hay que tener cuidado con esto, puesto que el hecho de que normalmente no sea queratogénico no implica necesariamente un metabolismo bajo y, aunque la continua unión y desunión de hemidesmosomas, que permiten el deslizamiento del casco sobre el corion laminar, se produzca en las células basales epidérmicas (POLLIT, 2008b), no deja de ser un proceso que requiere de un considerable consumo de glucosa, es decir, un alto metabolismo celular. A todo esto hay que insistir en la precisión de que, si bien podemos decir que el corion coronario se continúa con el corion laminar, realmente aquí no estamos comparando las dos estructuras en conjunto, sino que comparamos el cuerpo del corion coronario con la zona de interdigitación dermoepidérmica del corion laminar que, como se puede observar en numerosas imágenes de este estudio (Figura 318 y Figura 319), se continúa

con el cuerpo del corion coronario es la zona de unión dermoepidérmica, donde se entrelazan las laminillas dérmicas vascularizadas, con las laminillas epidérmicas sin vascularización, y donde se sitúan las células epidérmicas basales encargadas de la continua unión y desunión de los mencionados hemidesmosomas; todo esto puede ser un elemento de distorsión sobre el tono de gris y la intensidad de señal observados. La zona de tránsito entre el cuerpo del corion coronario y la zona de unión dermoepidérmica o laminar no es sencilla de delimitar en la IRM, ya que el cambio de tono de gris entre una zona y otra es progresivo, con lo que es verdaderamente difícil de concretar, razón por la que, normalmente, la delimitación se realiza en función del reconocimiento de la anatomía y no del contraste de la señal entre uno y otro (Figura 318 y Figura 319); esto es coherente con el hecho de que, realmente, la queratina de las láminas epidérmicas, en condiciones fisiológicas, es sintetizada por el corion de esta zona de transición que se sitúa entre los extremos proximales de las laminas dérmicas del corion laminar, con lo que, al final, tendremos una zona de transición en la que, por el efecto del artefacto de volumen parcial (VILAR, 1991), se mezclará la señal del extremo proximal de las láminas dérmicas del corion laminar con la señal de la porción más distal de corion coronario, que es queratogénico.

La capa reticular del corion coronario, en las imágenes en que se puede discriminar, se prolonga desde la capa reticular del corion perióptico que, a su vez, se proyecta como una continuación de la capa reticular de la dermis de la piel de la parte más distal de la extremidad; lo que es coherente si tenemos en cuenta que el corion no deja de ser considerado por muchos autores como una dermis cutánea modificada y especializa a este nivel (GARCÍA y PÉREZ, 1983; PIRES y LIGHTOWLER, 1989; STECKEL, 1992); sin embargo, el hecho de que en T1 SE se extienda hasta las cercanías del corion laminar y a partir de este punto se difumine, resulta más complicado de explicar, no obstante, las razones por las que esto puede ocurrir tendrán que ver con la naturaleza del corion laminar, que no es objeto de análisis pormenorizado aquí (Figura 319).

La prolongación de las papilas coronarias hacia el interior de la pared del casco se observa, de forma directa y subjetiva, como un área con un menor tono de gris que la del cuerpo del corion coronario. Si consideramos que dichas papilas poseen una importante vascularización (POLLIT, 1998) y que son las encargadas de sintetizar los túbulos córneos de la pared del casco y el material intratubular (MONTEIRO-RIVIERE,

1993), así como los espacios interpapilares lo son de la formación del cuerno intertubular, con lo que presentarían un alto metabolismo, es lógico pensar que su IS en T1 SE y, por ende, su tono de gris, deberían ser similares a la del cuerpo del corion coronario (GIRARD y col., 1995; LOPEZ-POVEDA, 2006); sin embargo, como se distribuyen de forma ordenada y dispersa en el espesor de la parte más proximal de la pared del casco, a excepción de la zona más interna en la que se sitúan las laminas epidérmicas que carecen de ellas (POLLIT, 1998 y 2008b; SÁNCHEZ-VALLE, 2008), su señal en la IRM será el resultado de la mezcla de las IS provenientes de la queratina tubular e intertubular, que teóricamente no debería dar una señal diferente a la del ruido (KLEITER y col., 1999), y de la IS originada a partir de las papilas propiamente; por lo tanto, es lógico y coherente que den lugar a una sombra gris de menor tono que la del cuerpo del corion coronario, debido al artefacto de volumen parcial al que necesariamente está sujeta su imagen (VILAR, 1991). No obstante, las papilas coronarias poseen una longitud media de 4 a 6mm (SISSON, 1982b; SANDOVAL, 1998), aunque hay autores que precisan más y añaden que dicha longitud oscila de 1 a 3mm en la región más cercana al corion perióplico, y hasta de 5 a 6mm en la zona más cercana al corion laminar (GARCÍA y PÉREZ, 1983); además, su densidad parece que también se reduce a medida que aumenta su longitud, siendo por lo tanto, menor cuanto más cerca están del corion laminar (SANDOVAL, 1998). Esto concuerda bastante con lo observado en nuestros resultados, ya que, si bien es cierto que las mediciones de grosor regladas se han llevado a cabo para el cuerpo del corion coronario y no para la sombra papilar, sí que se han tomado medidas de varias de las imágenes estudiadas, y se obtuvieron unas longitudes para la sombra papilar (tomando como origen el límite superficial del cuerpo del coronario y como extremo el final de dicha sombra en el espesor de la pared) que, en la zona más cercana al corion perióplico, oscilaron entre 1 y 2,5mm, y en la zona más cercana al corion laminar oscilaron entre los 3,5 y los 5,5mm; aunque hay que decir que, si bien es cierto que, en dicha sombra, se observa que la tendencia es a que ésta sea más alargada a medida que nos acercamos al corion laminar, no siempre se localiza la porción más elongada de esta sombra en la parte más distal, sino que a veces se localiza un poco más alejada de la zona de transición entre el corion coronario y el laminar, que en nuestros resultados se observó como una zona de la pared del casco un poco más hipointensa o con menor tono de gris que la media de la sombra papilar y que, en las imágenes de IRM de nuestros resultados, dimos en señalar como “línea distal con menor sombra papilar”. No obstante, es casi sorprendente que haya una

concordancia tal entre las medidas de las longitudes de las papilas y la longitud de la sombra en las imágenes de RM potenciadas en T1 SE, ya que estas papilas son más gruesas en su base y van adelgazando progresivamente (POLLIT, 1998), con lo que, por efecto del artefacto de volumen parcial, habría menos porcentaje de señal de las papilas frente a la señal de la queratina de la tapa a medida que nos alejamos de la base de las mismas; por otro lado, a medida que nos acercáramos a la base, el vóxel contendría un mayor porcentaje de tejido papilar frente a cuerno de la tapa. Esto que acabamos de exponer podría influir reduciendo la longitud observada de la sombra papilar en relación a la longitud real de las papilas, pero como nuestras mediciones han sido orientativas y no regladas, nuestros resultados en este aspecto no se pueden tomar como concluyentes, con lo que, probablemente, si se realizara un estudio reglado al respecto, el resultado indicara una medida de longitud de sombra papilar algo menor a la longitud real de estas estructuras.

Esta sombra, en ocasiones y si la calidad de la imagen lo permite, resulta de utilidad para delimitar el corion coronario del corion perióplico, atendiendo al punto exacto donde se empieza a observar, que se correspondería con el lugar donde termina el corion perióplico y empieza el coronario; es decir, si los límites no están muy claros, ayuda el hecho de que, a partir del corion perióplico, el periople se proyecta dorsal y distalmente, y de que a partir del corion coronario, se proyecta la sombra papilar, con un pequeño espacio entre ambos, que coincidiría con la proyección distal del surco perióplico que separa el corion perióplico del coronario (GARCÍA y PÉREZ, 1983), y al que nosotros nos hemos referido en nuestros resultados como “línea proximal con menor sombra papilar”. La sombra papilar, nuevamente si la calidad de la imagen lo permite, también resulta útil para determinar el lugar donde termina el corion coronario y empieza el corion laminar, ya que, en algunos casos, se puede distinguir una pequeña y tenue línea hipointensa entre esta sombra de las papilas y la parte más proximal de dicho corion laminar o “línea distal con menor sombra papilar” (Figura 321), que representaría la proyección distal de la zona de transición entre el corion coronario y el laminar, también llamada por algunos autores zona coronaria (GARCÍA y PÉREZ, 1983).

En los cortes trasversales que, como ya hemos señalado en el apartado de resultados, presentan una pequeña oblicuidad dorso-volar, que hace que los únicos en los que se puede visualizar el cuerpo del corion coronario sea en los más proximales, y

nunca en su perímetro completo, ya que se van observando diferentes porciones según la altura concreta de la rodaja de corte (Figura 320), debido a que el corion coronario y el perióplico presentan unos tonos de gris muy similares en T1 SE, es útil ayudarnos de la imagen del periople cuando ésta aparece, ya que cuando hay una fina capa hipointensa de cuerno entre el periople y el corion, este corion es obligatoriamente coronario, mientras que si esta capa de cuerno no se observa, estaremos hablando de corion perióplico o de una zona de transición, en la que se mezclan corion coronario y perióplico por efecto de volumen parcial o promedio (VILAR, 1991). También resultó útil, para diferenciar uno de otro, el hecho de que el corion coronario presentara los límites más lisos y definidos, mientras que los del corion perióplico son un poco más irregulares y difusos, pero esta diferencia es muy sutil y su correcta apreciación puede depender mucho de la calidad global de cada imagen concreta (imagen B, Figura 320).

En los animales maduros con infosura, cuando se observa detenidamente el área del cuerpo del corion coronario en los cortes sagitales y coronales, se puede apreciar una pérdida de la típica forma de paréntesis con un estiramiento y, en ocasiones, dependiendo del grado de afectación y evolución, un alargamiento, que hace que progrese hacia una menor curvatura, pudiendo incluso aproximarse mucho a una línea recta; esto es consecuencia de que la firme unión existente desde el corion coronario al tendón extensor digital común y a los cartílagos ungueales, a través del cojinete coronario, hace que cuando la falange rota o desciende, la tracción arrastre también la banda coronaria (POLLIT, 2008b). Con el descenso de la tercera falange, se explicaría la pérdida de curvatura del cuerpo del corion coronario en general, pero también sería coherente que, normalmente, se afectara más la curvatura en las imágenes sagitales, extremo que hemos observado en nuestro trabajo, ya que la rotación del tejuelo, que se produce en muchos animales con infosura crónica, y que sigue la dirección de tracción del tendón flexor digital profundo (basculando en sentido dorso-volar a través del cojinete coronario), haría que en la zona de las lumbres se magnificara este efecto de estiramiento en relación con otras zonas como las cuartas partes, en las que dicho estiramiento, en principio, se vería menos afectado por esta rotación (POLLIT, 1998b). Además, se puede observar también que el límite distal de esta estructura, ya de por sí difícil de delimitar, se torna aún más difuso que en los animales sanos, lo que, con toda probabilidad, deriva de las alteraciones de la unión dermoepidérmica que se producen a

nivel de la zona de transición entre el corion coronario y el laminar (POLLIT, 1998b y 2008b) (Figura 322 y Figura 323).

A la observación directa y subjetiva de las imágenes de los cortes transversales, la curvatura que se observa en el corion coronario de las zonas de lumbres, hombros o cuartas partes, es la correspondiente al perímetro de la estructura en dicho corte transversal, no la curvatura o convexidad superficial, en dirección próximo distal, que se observa en los cortes sagitales o coronales; es por eso que en estos cortes transversales no se aprecia el estiramiento y pérdida de convexidad del cuerpo del corion coronario del caballo adulto con infosura. Esto, unido a que esta estructura es más complicada de discriminar y evaluar en el plano transversal, al no distinguirse bien del corion perióplico en T1 SE, hace que las diferencias entre el corion coronario de los animales sanos y el de los aquejados de infosura no sean tan apreciables como en los cortes sagitales y coronales (Figura 324).

A la observación directa y subjetiva de las imágenes potenciadas en T1 SE, en animales inmaduros como los potrillos de corta edad y los neonatos, al igual que hemos visto para otras partes de la anatomía estudiadas en este trabajo, se observan cambios en las relaciones entre las intensidades de señal de unas y otras estructuras; es decir, los tonos de gris observados, sus gradaciones o las relaciones de los provenientes de unas u otras estructuras, no son siempre las mismas que en los adultos, probablemente, como ya se ha comentado con anterioridad en el apartado de discusión del corion perióplico, debido a la presencia de diferencias en la hidratación de los distintos tejidos en relación al adulto (SILVERTHORN y col., 2008), o incluso a posibles variaciones en el metabolismo y la vascularización de ciertas estructuras, o a artefactos de ganancia (GILI, 1993) derivados de una menor proporción de grasa en la médula ósea (DELDAR, 1993; SHERLOCK y col., 2010) que, por lo tanto, pueden dar lugar a una disminución del pico máximo de IS en esa imagen potenciada en T1 SE. También hay que tener en cuenta que, en estos animales, debido al menor tamaño de sus extremidades, se utilizó una antena más pequeña (de rodilla de 6 pulgadas o de muñeca) y se programaron cortes más finos (4mm en lugar de 5mm); esta antena se aproximaba más a la superficie de la región a estudiar y, teóricamente, no debería influir en la relación de IS entre las diferentes estructuras (HELMS y col., 2011) y, por lo tanto, en la relación entre los tonos de gris observados (GIRARD y col., 1995; LOPEZ-POVEDA, 2006); sin embargo, los cortes más finos reducen el tamaño del vóxel y, aunque aumentan la

resolución, disminuyen la IS total proveniente del mismo y, por lo tanto, la IS total recogida de una determinada estructura o tejido (HELMS y col., 2011), aunque por otro lado, al situarse la antena más cerca de la superficie, aumenta la señal recogida y, en teoría, se podría compensar la caída de dicha señal derivada de ese menor tamaño de vóxel (HELMS y col., 2011); no obstante, al ser también más pequeñas las estructuras a estudiar, este aumento de resolución se contrarrestaría parcialmente, con lo que, quizá, el detalle y la nitidez esperables de las distintas estructuras no deberían ser tan diferentes a los de las imágenes procedentes de los adultos. Como quiera que sea, y probablemente como consecuencia de la influencia de todo lo que acabamos de exponer, en nuestros resultados, en los neonatos y potrillos, los contrastes de los tonos de gris aparecían, en conjunto, más suaves que en los adultos; sin embargo, la sensación de nitidez y resolución era mayor. Los detalles como la sombra de las papilas coronarias dentro de la pared del casco, las pequeñas líneas hipointensas que la delimitan en sus extremos proximal o distal, o el surco perióplico, se distinguen mejor en estos animales que en los maduros, ya presenten estos últimos infosura o no, lo que podría derivar, como ya se ha comentado, del cambio de antena utilizada, de los ligeramente menores grosores de corte o de que la mayor hidratación, o diferente metabolismo y vascularización, mejora el contraste entre estructuras; no obstante, el límite distal del cuerpo del corion coronario o zona coronaria no se delimita bien, e incluso es más difícil de situar con precisión que en las imágenes de los animales maduros, lo que, en principio, contrasta con lo observado para el resto de estructuras y que, quizá, pueda deberse a que no se trata de una estructura anatómica concreta sino de una zona de transición, que se detecta normalmente por cambios ligeros en el tono de gris, unido a la interpretación de otras referencias anatómicas, con lo que, en su identificación y delimitación influiría, más que la mejor resolución, el contraste de tono con las regiones limítrofes, que puede ser menos acusado que en el adulto (Figura 325 y Figura 326).

El hecho de que las series de imágenes obtenidas con FOV 512 tengan al menos una apta para la identificación y valoración del cuerpo del corion coronario, en T1 SE casi en un 90% de los casos cuando se consideran en conjunto, nos da una idea de que tanto su posición anatómica como su estructura tridimensional, unidas al tono de gris que presenta en esta potenciación, hacen más fácil su identificación y delimitación que la de otras estructuras relacionadas como el corion perióplico.

Cuando atendemos a los resultados obtenidos para los diferentes parámetros estudiados, observamos que el valor medio de IS del cuerpo del corion coronario en T1 SE es máximo en las imágenes de los animales maduros con infosura, mínimo en las de los inmaduros sin lesión y se sitúa en un lugar intermedio a estos dos grupos para las imágenes de los animales maduros sin lesión, siendo los intervalos de confianza muy similares entre los animales adultos y mucho más amplio en los animales inmaduros (gráfica 1, Figura 329). Por otra parte, sabemos que, en T1 SE, las moléculas que dan lugar a un incremento en la IS recogida son principalmente de tamaño intermedio, de las que las grasas son las que dan lugar a una liberación más rápida de energía en el proceso de resonancia; no obstante, el agua ligada también es importante en la generación de señal en esta potenciación (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000); de ahí que, en las estructuras que no poseen tejido graso en su composición, como el corion coronario (MONTEIRO-RIVIERE, 1993; POLLIT, 1998, SÁNCHEZ-VALLE, 2008), esta agua ligada puede ser determinante en la formación de la imagen; no obstante, tampoco hay que olvidar que, en los tejidos muy vascularizados, la sangre presente, ya esté en circulación, estancada o coagulada, puede influir en la formación de la imagen en T1 SE, de manera diferente dependiendo de su antigüedad o estado concreto (GILI, 1993; FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2009 y 2014); en este trabajo, para esta estructura, al igual que para el corion perióptico, todas las imágenes provenían de estudios *post mortem* y, de acuerdo con toda la bibliografía consultada (DENOIX y col., 1996; KLEITER y col., 1999; HEVESI y col., 2004), para esta potenciación y para la sangre intravascular, ya esté coagulada o sólo estancada, la IS se definió como alta, al igual que en T1 GRE (BLAIK y col., 2000), en DP SE (LATORRE y col., 2006), en T2 SE (KLEITER y col., 1999; KOTANI y col., 1999) y en T2* GRE (KLEITER y col., 1999; BLAIK y col., 2000). Teniendo en cuenta todas estas consideraciones, está claro que las diferencias entre los tres grupos no pueden asentarse en la proporción de grasa, ya que esta estructura carece de la misma como tal; por lo tanto, las diferencias de IS, es lógico pensar, que deberían asentarse en diferentes proporciones o concentraciones de agua ligada o de sangre intravascular. La menor IS de los animales inmaduros sin lesión es difícilmente explicable desde el prisma de una menor proporción de agua ligada, ya que su metabolismo no tiene por qué ser menor que el de los maduros sin lesión; en todo caso, el metabolismo de un animal en crecimiento se espera que sea mayor que el de un adulto, y ya hemos argumentado en otras ocasiones que un mayor metabolismo, teóricamente, implicaría una mayor proporción de sustratos, enzimas y productos con

capacidad para ligar agua; con lo que no parece lógico pensar que la mayor proporción de agua ligada sea la razón para la mayor IS de los adultos sin lesión, respecto a los inmaduros sin lesión. Por otra parte, tampoco hay razón para pensar en un mayor aporte vascular, a este nivel, en el adulto sin lesión que en el neonato sin lesión, ya que el aporte vascular, estaría, también teóricamente, muy relacionado con el mayor tropismo asociado a un mayor metabolismo. Quizá podríamos pensar que el hecho de que los cortes sean más finos reduce el tamaño del vóxel y, por lo tanto, la IS promedio que se capta a partir de él, pero, por otra parte, al utilizarse una antena más pequeña y cercana a la superficie anatómica, se consigue captar mayor IS de cada vóxel, con lo que, aunque en este caso no se puede calcular, puede que los dos procesos se compensen y esto tampoco explique esta menor IS media de los inmaduros sin lesión, en relación a los maduros sin lesión. También podemos intentar explicarlo desde el punto de vista de que la muestra de los inmaduros nos arroja unos resultados más dispares con un mayor intervalo de confianza; sin embargo, aun teniendo esto en consideración, la diferencia entre las medias es lo suficientemente abultada como para pensar que hay alguna razón más detrás de la misma. De cualquier forma, y tras analizarlo en detalle con los datos de que disponemos, no encontramos una explicación lógica a la mayor IS de los maduros sin lesión en relación con los inmaduros sin lesión. Por otra parte, la diferencia existente entre los animales maduros sin lesión y los maduros con infosura también es difícil de explicar desde el punto de vista de la vascularización, ya que, sobre todo en la zona de las lumbres y los hombros pero, en general en mayor o menor grado en todo su perímetro, el corion coronario sufre, desde los primeros momentos de la enfermedad, un compromiso vascular que se va agravando a medida que se cronifica (POLLIT, 1998b y 2008c), con lo que no es lógico pensar que, en nuestro trabajo, en el que además cualquiera de los casos superaba la semana desde el inicio de la enfermedad, sea una mayor cantidad de sangre en la zona lo que incrementa la IS media de los adultos con infosura en relación con los adultos sin lesión. Desde otro punto de vista, el incremento del metabolismo, al menos del derivado de una mayor síntesis de queratina, tampoco debería ser la razón del mayor valor de IS media de los animales con infosura, ya que dicha síntesis se ve radicalmente mermada a nivel del corion coronario en casi todo su perímetro, sobre todo en las zonas más dorsales (POLLIT, 1998b, 2000b y 2003; PEREYRA y SÁNCHEZ, 2011); es por esto que nos inclinamos a pensar que los daños o destrucción titulares, consecuentes a los defectos en el aporte sanguíneo o incluso a la presión o estiramiento sufrido directamente por amplias zonas de esta estructura,

acarrearán zonas de inflamación e intentos de reparación que, como consecuencia, aumentarían la permeabilidad vascular de los vasos cercanos dando lugar a migraciones celulares y otros muchos procesos moleculares y quimiotácticos asociados a estos procesos (PRYDE 2009). Tradicionalmente, en IRM, se ha defendido que los procesos inflamatorios cursan con un aumento del agua libre en la zona, con lo que la señal en las variantes de la potenciación T2 cursarían con un aumento de señal; sin embargo, las potenciaciones T1, sobre todo aquellas obtenidas con secuencias de la familia o tipo SE, no cursarían con un aumento de señal, o incluso, dependiendo de la concentración de agua libre, podría advertirse esta zona de lesión como un área con menor IS (GILI, 1993); no obstante, estas valoraciones se han realizado sobre supuestos del sistema musculoesquelético o el nervioso, donde los tejidos grasos o los lípidos eran muy abundantes, tales como la médula ósea del ser humano adulto, y, sin embargo, cuando el tejido no es rico en grasas que eleven mucho su IS o tono de gris en circunstancias normales, al producirse un aumento de la permeabilidad vascular, no sólo aumenta el agua libre, sino que aumenta también el agua ligada a moléculas en la zona, con lo que no sólo aumentaría la IS promedio en las variantes de la potenciación T2 SE, sino también en T1 SE; es por esto que se puede también utilizar la opción inversión-recuperación, que elimina o reduce al mínimo la señal de la grasa en la potenciación T1, para localizar lesiones en estructuras como la médula ósea (GILI, 1993). En resumen, lo que queremos decir con esto es que la extravasación de líquidos debida a la inflamación aumenta tanto el agua libre como el agua ligada, y que el hecho de que aumente o disminuya la IS del tejido en el que se produzca también depende de la IS fisiológica de ese mismo tejido, ya que si inicialmente es muy alta, el agua libre junto con el agua ligada disminuirán su IS promedio y, por ende, su tono de gris, mientras que si la IS fisiológica de ese tejido es muy baja, aunque el agua libre no produzca señal en T1 SE, la proporción de agua ligada, que va asociada obligatoriamente y que sí da lugar a una IS considerable en esta potenciación, elevaría la IS media de ese tejido en el área de lesión. Consecuentemente, consideramos que este último proceso sería el responsable de la mayor IS promedio del cuerpo del corion coronario en los animales adultos con infosura en relación a los equinos maduros sin lesión.

Cuando observamos los resultados obtenidos para los tonos de gris primario y secundario en esta potenciación, no observamos una correspondencia con lo teóricamente esperable, atendiendo a los resultados de IS y en virtud de la relación de

estos con el tono del píxel (GIRARD y col., 1995; LÓPEZ-POVEDA, 2006). Los animales inmaduros sin lesión presentan ambos tonos de gris algo elevados en relación a la IS media en T1 SE, ya que eran el grupo que menor valor presentaba y, sin embargo, su tono de gris primario, aunque sí es un poco menor que el de los otros dos grupos, presenta una diferencia muy escasa con ellos; a esto se suma que, atendiendo a su tono secundario, éste, incluso, se eleva por encima del valor del de los caballos adultos sin lesión. Todavía quizá sean más confusos los resultados cuando analizamos los grupos de animales maduros, ya que la mayor IS de los animales maduros con infosura no se ve reflejada en el valor del tono de gris primario, que es el que más superficie ocupa y que, en este caso, también es de mayor valor que el secundario y, además, es ligeramente menor que el que presentan los maduros sin lesión; no obstante, cuando observamos el gris secundario, sí se aprecia una diferencia mayor a favor del tono de gris de los aquejados de enfermedad, lo que podría explicar que, en conjunto, el tono de gris se ajustara algo más a lo esperable en función de los datos medios de IS de cada grupo, pero esto es sólo una suposición; lo que sí es cierto es que el grupo que parece presentar un mayor contraste entre los dos tonos de gris es el de los maduros sin lesión, y que, sin embargo, los inmaduros sin lesión, pero, sobre todo, los maduros con infosura presentan menor contraste entre los tonos de gris del área ocupada por el corion coronario en las imágenes potenciadas en T1 SE. Hay que realizar una última apreciación respecto a los resultados de los tonos medios de gris, y es que, nuevamente, como en otras estructuras vistas hasta ahora, en el cuerpo del corion coronario el tono de gris que ocupa más superficie, o primario, posee en todos los grupos un tono más claro que el que ocupa la menor superficie o secundario, y esto lo venimos observando, como norma general, en aquellas estructuras que clásicamente se calificarían como hiperintensas o de media a alta intensidad de señal (gráfica 2 y 3, Figura 329).

Estos resultados de tonos medios de gris, que acabamos de discutir, se trasladan fielmente a los resultados obtenidos en el parámetro de heterogeneidad media. En ésta, los grupos de inmaduros sin lesión y de adultos con infosura presentan el mismo valor, mientras que el grupo de adultos sin lesión destaca sobre ellos con un valor medio de heterogeneidad que los supera apreciablemente; esto representa un fiel reflejo de la magnitud de los contrastes entre los tonos de gris primario y secundario en cada grupo de animales estudiado, de manera que entre los tonos primario y secundario del grupo de animales inmaduros sin lesión y el grupo de caballos maduros con infosura, la

diferencia era notablemente menor que la que existía entre los tonos del grupo de animales maduros sin lesión y, atendiendo al grado de heterogeneidad, en este último grupo, la heterogeneidad media era sensiblemente mayor que en los otros dos; es decir, como es lógico y razonable, cuando la diferencia entre los tonos de gris más claros y los más oscuros posee una mayor magnitud, es más probable que el observador califique el área de la imagen como más heterogénea (gráfica 4, Figura 329).

En cuanto al grosor medio del cuerpo del corion coronario en T1 SE, es razonable pensar que, como efectivamente se ha observado en los resultados obtenidos, los animales inmaduros sin lesión, que al fin y al cabo son neonatos o potrillos de muy corta edad, presenten un grosor menor que el de los animales maduros en general, ya que la totalidad de su anatomía presenta menor tamaño que en el adulto. La pequeña diferencia entre los grupos de animales maduros sin lesión y los adultos con infosura es más complicada de valorar, y si bien es cierto que podría ser simplemente resultado de un sesgo o error en la obtención de los datos de estos dos grupos y que, por lo tanto, quizá no sea real esta diferencia, también hemos de tener en cuenta que puede que sea fruto de diferencias reales entre las características de cuerpo del corion coronario de ambos. Por un lado, el hecho de que el cuerpo del corion coronario del grupo de adultos con infosura presente algo más de grosor no tiene mucho sentido ya que, como hemos observado en nuestras imágenes, y en coincidencia con lo observado por otros autores (POLLIT, 1998b y 2008b), esta estructura sufre una tracción y estiramiento en dirección distal que debería, por lógica, adelgazar su grosor, y no aumentarlo ligeramente como hemos observado en nuestros resultados. No obstante, hay que tener en cuenta también que el hecho de que el grupo de animales maduros con infosura presente una mayor IS media puede hacer que las zonas periféricas del cuerpo del corion coronario se tornen un poco más claras por efecto del artefacto de volumen parcial en los vóxeles que se sitúan hacia el exterior y hacia el interior de esta capa (VILAR, 1991), con lo que el observador que tiene que establecer estos límites para medir el grosor puede que, inconscientemente, ensanche subjetivamente la medida debido a esta situación. Esto último podría haber influido, pero también puede que la razón de este mayor grosor medio en los caballos adultos con infosura resida en el hecho de que, al haber un compromiso vascular con daño tisular, que genera procesos inflamatorios de reparación (POLLIT, 1998b y 2008c), estos mencionados procesos de reparación, así como los líquidos intravasculares extravasados por alteración de la permeabilidad vascular

(PRYDE 2009), pueden extenderse algo más allá de los límites precisos del cuerpo del corion coronario o hacer que éste se dilate y, como éstos líquidos dan lugar a un aumento de IS media en T1 SE, merced al agua ligada y a que la IS fisiológica de las estructuras que limitan el cuerpo del corion coronario hacia el interior y hacia el exterior es relativamente baja (pared del casco y capa reticular), podría darse el hecho que, a los ojos del observador, la señal de esta estructura se observara engrosada (gráfica 5, Figura 329).

En cuanto a la textura, desde nuestro punto de vista, viene siendo, junto con el contraste entre los tonos medios de gris primario y secundario, uno de los parámetros que más condicionan la heterogeneidad de la señal de una estructura. Si partimos de la base de que hay texturas más homogéneas *per se*, nos daremos cuenta que, de las tres que manejamos en este trabajo, la textura granular sería la más heterogénea, la lisa la más homogénea y la algodonosa se situaría en un lugar intermedio y, aunque la heterogeneidad de una señal de IRM es más compleja que la simple textura, ya que se trata de una impresión general en la que influyen otros factores como ya se ha comentado, es razonable pensar que en los grupos con una señal más heterogénea aparecerán con mayor frecuencia las texturas más heterogéneas y viceversa. Por lo tanto, el resultado obtenido en este apartado entra dentro de lo esperable ya que, para el grupo de animales maduros sin lesión, la heterogeneidad presentaba un valor medio sensiblemente mayor que para los otros dos grupos y, si observamos las gráficas de textura (gráficas 7, 8 y 9, Figura 329), vemos que también es el grupo que presenta un mayor porcentaje de imágenes con textura granular, además de no presentar imágenes con textura lisa; sin embargo, entre los otros dos grupos, si atendemos únicamente a la textura, las imágenes del grupo de caballos maduros con infosura deberían presentar una heterogeneidad media menor que las del de los inmaduros sin lesión, ya que presentan un menor porcentaje de imágenes con textura granular, e incluso un cierto número de ellas con textura lisa, mientras que los inmaduros sin lesión presentan textura algodonosa y granular en porcentajes idénticos; además, si tenemos en cuenta el contraste entre gris primario y secundario, esta tendencia a la mayor homogeneidad de la señal del cuerpo del corion coronario, en los animales maduros con infosura, se vería reforzada. Es por esto que, aunque la textura y el contraste entre gris primario y secundario parecen influir de forma importante en la heterogeneidad, deben existir otros factores que hacen que, cuando el observador califica dicha heterogeneidad de forma

global, el resultado no siempre se pueda explicar con precisión en virtud de estos otros dos parámetros. Un ejemplo de esto último podrían ser dos imágenes o grupos de imágenes que presentaran, en el área a valorar, una imagen de la señal con un contraste entre gris primario y secundario idénticos y textura granular en ambos casos; puede que en ese caso, el hecho de que uno presente el grano más pequeño que el otro de una sensación de mayor homogeneidad global; o que el hecho de que la superficie ocupada por el gris primario en una de las imágenes sea sensiblemente mayor o menor que en la otra, altere la sensación general de heterogeneidad u homogeneidad percibida por el clínico observador. En el caso concreto que nos ocupa, el diámetro del grano podría haber influido en el resultado, ya que si observamos la gráfica 6 de la Figura 329, vemos que el tamaño del grano en las imágenes con textura granular se apreció sensiblemente mayor en el grupo de maduros con infosura que en el grupo de inmaduros sin lesión, lo que podría haber contrarrestado las diferencias en los porcentajes de texturas diferentes o incluso la pequeña diferencia entre los contrastes de gris primario y secundario, equilibrando de nuevo la sensación general de heterogeneidad y haciendo que el valor medio de la misma fuera, a los ojos de observador, la misma en estos dos grupos.

Atendiendo al parámetro diámetro medio del grano para T1 SE, vemos que hay una gradación desde un grano mucho más pequeño en el grupo de animales inmaduros sin lesión, hasta uno más grande en el grupo de animales maduros sin lesión, siendo, finalmente, el mayor diámetro el correspondiente a los adultos con infosura (gráfica 6, Figura 329). Asumiendo la teoría que hemos expuesto ya en otros apartados de este trabajo, en la que defendemos que, probablemente, el tamaño del grano derive, de alguna manera, de la combinación de diversos factores, entre los que destacarían el tamaño del vóxel para la obtención de la imagen concreta y, por otro lado, el tamaño de las estructuras anatómicas o las partes que las componen, este resultado es lógico, ya que el grupo de inmaduros sin lesión presentaría unas estructuras anatómicas más pequeñas que el grupo de adultos sin lesión; además, las imágenes de dicho grupo de inmaduros se programaron a partir de un grosor de corte un milímetro menor que en los adultos (4mm frente a 5mm), con lo que el vóxel, para una matriz y FOV de idéntico número, sería también un poco más pequeño (GILI, 1993). Sin embargo, basándonos únicamente en esto, no es lógico que exista diferencia entre el diámetro del grano de los maduros sin lesión y de los maduros con infosura, y menos si consideramos que la

mayor IS de los enfermos en esta estructura lleva asociada una menor heterogeneidad para este grupo, lo que nos llevaría a suponer que el grano debería ser de igual diámetro o, incluso, quizá se podría apreciar, por parte del observador, como un grano más pequeño; por lo tanto, no hemos encontrado una explicación coherente para este último dato, más allá de que pudiera derivar del siempre posible error estadístico debido a una muestra inapropiada.

6.1.2.3.B. IMÁGENES POTENCIADAS EN DP SE DEL CORION CORONARIO

En DP SE, todos los H^+ capaces de entrar en resonancia participan en la señal recogida para formar la imagen (GILI, 1993); así que, como ya hemos comentado con anterioridad en este trabajo, las zonas que presentaran menor IS en T1 SE, por disponer de un menor porcentaje de agua ligada y quizá mayor de agua libre, podrían estar equiparándose en señal a otras zonas con mayor IS en T1 SE, con lo que la imagen, teóricamente, ganaría en homogeneidad; es decir, como en esta potenciación la IS de cada zona y estructura depende de la concentración o densidad de H^+ capaces de entrar en resonancia (GILI, 1993), cuanto más constante tienda a ser esta densidad dentro de la estructura en cuestión, mayor será la tendencia hacia la homogeneidad y las texturas más suaves. Teniendo en cuenta el origen de la señal recogida en esta potenciación, es razonable que, al igual que en T1 SE, se trate de una estructura con un alto tono de gris o, según se suele expresar de forma clásica, hiperintensa, en comparación con la pared del casco y con la capa reticular de tejido conjuntivo denso subyacente, ya que ambas estructuras, como se viene observando en los resultados de este trabajo y en coincidencia con otras publicaciones (PARK y col., 1987; KLEITER y col., 1999), presentarían una concentración de H^+ capaces de entrar en resonancia mucho menor; también, como en T1 SE, el tono de gris es ligeramente mayor que el del corion laminar, pero el límite entre uno y otro es difícil de establecer con precisión y, a diferencia de con la potenciación anterior, la sensación general es que el contraste entre estas dos estructuras es menor en DP SE; es decir, sus tonos de gris están más próximos que en T1 SE, lo que, en nuestra opinión, podría derivar también del hecho de que, cuando todos los H^+ que pueden dar lugar a señal la dan, los contrastes, entre estructuras, que se asientan en la forma molecular en que aparece este hidrógeno, es probable que se mitiguen. En contraposición a esto, a diferencia de lo que encontrábamos en T1 SE, aquí el corion perióptico, aunque en algunos casos aparece con un tono de gris similar al del corion coronario, en la mayor parte de las imágenes aparece hipointenso, lo que

unido la línea hipointensa que se sitúa en la zona del surco perióplico y que se aprecia si la calidad de la imagen es suficiente, mejora la discriminación entre uno y otro, si lo comparamos con T1 SE; lo que indicaría que la concentración de H^+ capaces de entrar en resonancia en el corion perióplico sería algo menor que la concentración de éstos en el cuerpo del corion coronario, mientras que, atendiendo a los resultados de T1 SE, los H^+ presentes en las formas moleculares que dan lugar a mayor señal en dicha potenciación T1 SE, teóricamente, tendrían una concentración más parecida para estas dos estructuras. La sombra de las papilas coronarias que se proyectan hacia el interior de la pared del casco es más nítida en DP SE que en T1 SE, lo que indicaría, en principio, que, como es lógico, la concentración de H^+ capaces de entrar en resonancia sería mayor a la de H^+ capaces de generar señal en T1 SE. En DP SE, la capa reticular también se observa, con más frecuencia, de manera más nítida y con mayor contraste en relación con el cuerpo del corion que en T1 SE; sin embargo, esta capa se observa más nítida merced a su menor tono de gris, es decir, su menor señal en relación a las estructuras adyacentes, así que la razón no puede ser, como en el caso de las otras estructuras comentadas, que el hecho de que todos los H^+ capaces de entrar en resonancia den lugar a señal y esto aumente la homogeneidad y la IS de dicha estructura; por el contrario, necesariamente debe derivar de una mejor delimitación y un mayor contraste de la estructura en relación a las adyacentes, lo que sí que podría deberse a que éstas sí presentaran una mayor IS, contraste y homogeneidad de señal, debido a que todos sus H^+ capaces de entrar en resonancia generaran señal detectable por el equipo; es decir, lo que vendría a ser, de una u otra forma, una mayor calidad general de la imagen (Figura 330, Figura 331 y Figura 332).

Atendiendo a las relaciones de contraste de los tonos de gris o de la IS del cuerpo del corion coronario con las estructuras adyacentes, es lógico que, en nuestro trabajo, para los cortes transversales en DP SE, las consideraciones sean casi las mismas que en la potenciación T1 SE (Figura 332 y Figura 333); no obstante, aunque el tono de gris que presenta el corion coronario, en algunas ocasiones también en DP SE, es similar al que presenta el corion perióplico y, al igual que en T1 SE, podamos distinguir uno de otro ayudándonos de la imagen del periople cuando aparece, en las imágenes en que, en esta potenciación, el cuerpo del corion coronario presenta un tono de gris o IS algo mayor que el corion perióplico, la discriminación entre uno y otro se facilita; además, como ya se comentó en el apartado de resultados, también es útil el hecho de que el

corion coronario tiene los límites más lisos y definidos, mientras que el corion perióplico los presenta un poco más irregulares y difusos (Figura 333).

Puesto que las relaciones de contraste de los tonos de gris o IS entre el cuerpo del corion coronario y las estructuras que lo rodean son similares en DP SE y en T1 SE, es lógico que en las imágenes potenciadas en DP SE de los animales adultos con infosura, al igual que en T1 SE, podamos observar una tendencia a la disminución de la convexidad de la sección del cuerpo del corion coronario según el grado de rotación o descenso de la tercera falange dentro del estuche córneo (imagen B, Figura 335; imagen B, Figura 336); no obstante, y a diferencia de lo observado en T1 SE, en DP SE vemos una apreciable pérdida de definición general de las estructuras de la corona, sobre todo de la capa reticular del corion coronario a nivel de la parte distal del cojinete coronario, lo que desde nuestro punto de vista, necesariamente, se tendría que explicar por un aumento de la concentración de H^+ capaces de entrar en resonancia en esta capa reticular, quizá y probablemente, derivado de una difusión de líquidos extravasados (PRYDE 2009) como consecuencia de la inflamación asociada a los procesos de reparación de los daños tisulares originados por el compromiso vascular acarreado por esta enfermedad (POLLIT, 1998b y 2008c) (Figura 335 y Figura 336).

Tal como ocurre en los animales sanos, en los aquejados de infosura, los cortes transversales son los más difíciles de interpretar en la identificación y valoración del cuerpo del corion coronario; como consecuencia de esto, las diferencias entre adultos sin lesión y aquejados de infosura son menos aparentes; sin embargo, lo habitual es que la capa que representa este cuerpo del corion coronario aparezca un poco más gruesa y difusa, y la capa reticular menos visible que en los caballos maduros sanos. Que esta capa del cuerpo del corion coronario, a la observación directa, aparezca un poco más gruesa y difusa en los maduros con infosura que en los maduros sin lesión se ve sustentada posteriormente por los datos obtenidos en los parámetros de grosor medio y textura, según los que este grupo presenta un grosor mayor que los otros, independientemente del plano de corte, y además, presenta una textura con predominio algodonoso y liso que podría favorecer la sensación de señal suave o difusa (gráficas 5 y 9, Figura 341). Por otra parte, que la capa reticular aparezca menos visible que en los animales adultos sin lesión, según nuestro criterio, derivaría de las mismas razones que lo hacen menos aparente en otros planos de corte, es decir, del aumento de señal difusa de esta capa fibrosa, consecuente con la extravasación de líquidos vasculares; no

obstante, como ya se ha señalado en el apartado de resultados, en los cortes transversales, una pequeña diferencia de posición repercute en una importante diferencia de artefacto de volumen parcial (VILAR, 1991) en esta estructura, con lo que esto es complicado de evaluar con suficiente objetividad y precisión.

En cuanto a los animales inmaduros, la sensación global de una mayor resolución y calidad en ellos que en los adultos podría derivar de las diferentes condiciones de obtención de la imagen, al haber utilizado otra antena y unos cortes un milímetro más finos, como ya se ha comentado en el apartado en que se discute sobre la imagen potenciada en T1 SE de este grupo; no obstante, hay también diferencias, al comparar con T1 SE, que no se podrían explicar por estas razones; en DP SE, la sensación general es de un menor contraste entre estructuras, con unos perfiles más suaves y quizá un poco más difuminados, junto a una sensación global, para toda la imagen, de una textura más algodonosa y menos granular. Todo esto ya lo hemos observado en otras ocasiones y otros grupos de animales, cuando comparamos T1 SE y DP SE, y es que, como también hemos puntualizado en otros apartados, quizá el hecho de que todos los H⁺ capaces de entrar en resonancia generen señal detectable por el equipo en DP SE y, sin embargo, en T1 SE, sólo una parte de ellos lo hagan (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), puede hacer que los contrastes entre la señal de diferentes estructuras tiendan a ser menores y quizá los perfiles algo más difuminados. Por otra parte, como era de esperar, localizar el corion coronario en los cortes transversales acarrea la misma problemática que en los adultos y que en T1 SE, debido a la interacción entre el plano de corte y la posición y estructura tridimensional de las regiones a explorar, y al artefacto de volumen parcial derivado. A esto hay que sumar que, aun siendo animales sin lesión, ciertas estructuras relacionadas con el cuerpo del corion coronario, como la capa reticular, se ven peor definidas que en T1 SE, lo que creemos que derive de una mayor hidratación de la capa reticular en estos animales inmaduros (SILVERTHORN y col., 2008) que hace que, en DP SE, al recogerse la señal tanto del agua ligada como del agua libre (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), el contraste de esta capa fibrosa con el cuerpo del corion coronario disminuya en relación a T1 SE en que, teóricamente, se recogería sólo la señal del agua ligada (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000); por contra, la sombra de las papilas coronarias se manifiesta más, y más nítidamente que en T1 SE, y lo hace en virtud de que, pese a que teóricamente este animal inmaduro estaría más hidratado y su metabolismo sería más alto, y quizá su vascularización a ese nivel algo

más profusa, la pared del casco sigue dando lugar a una señal indistinguible del ruido del aire circundante, con lo que la sombra papilar, que en DP SE tiene un mayor número de H^+ capaces de generar señal, contrastaría más con dicha pared del casco que en T1 SE, y, por lo tanto, se observaría mejor, como efectivamente ocurre (Figura 337 y Figura 338).

Aunque las imágenes potenciadas en DP SE, por lo que llevamos visto hasta ahora, en muchas ocasiones permiten localizar y delimitar las estructuras anatómicas mejor que las de otras potenciaciones, son más problemáticas a la hora de interpretar las diferencias en la IS, debido a la peculiaridad de que cualquier H^+ capaz de entrar en resonancia genera señal detectable, con lo que, los cambios en dicha IS son más difíciles de interpretar que cuando las diferencias detectadas en la señal recogida sólo se pueden achacar a diferencias en la cantidad de determinados H^+ presentes en unas formas moleculares más concretas. A esto hay que añadir que, normalmente, por lo que venimos observando en nuestro trabajo, las diferencias de señal entre grupos con condiciones de salud o madurez distintas son menos acusadas en esta potenciación, con lo que resulta más difícil de interpretar aún. En el caso que nos ocupa en este punto, el valor medio de IS en DP SE es mayor para los animales adultos con infosura, seguido, con un intervalo de confianza similar aunque un poco menor, del procedente de los adultos sin lesión; el valor más bajo corresponde a los animales inmaduros sin lesión, aunque en este último grupo, el intervalo de confianza supera ampliamente al de los otros dos grupos. Cuando analizamos estos resultados, al igual que ocurría en T1 SE, es difícil encontrar explicación a las diferencias de IS entre los inmaduros sin lesión y los maduros sin lesión. Partiendo de la base de que los animales neonatos y los potrillos de corta edad, teóricamente, poseen un metabolismo asociado al crecimiento mayor que el de los adultos, que por lo tanto sus necesidades de aporte sanguíneo también deberían ser mayores y que, además, también estarían más hidratados de forma fisiológica (SILVERTHORN y col., 2008), no es coherente que, en DP SE, donde todos los H^+ son capaces de generar señal, ya sean de sangre, agua ligada, agua libre, etc., este grupo presente menor IS que los adultos sin lesión (gráfica 1, Figura 341); no obstante, así lo hemos registrado en nuestros resultados y la única explicación que, desde nuestro punto de vista, podría darse, sería la misma argumentada en el apartado de la potenciación T1 SE, donde el resultado era parecido; es decir, sólo nos quedaría la explicación de una muestra insuficiente o sesgada que explicaría también el mayor intervalo de confianza

de este grupo, o bien, que la de que las variaciones en la obtención de la imagen, derivadas de la diferente antena y grosor de corte, no se compensaran suficientemente bien una con la otra (HELMS y col., 2011) y condujeran a un resultado final más alejado del de los adultos del que teóricamente se esperaría. Por otra parte, la diferencia de la IS media, registrada para el grupo de maduros con infosura en relación a los otros dos grupos, pero sobre todo al de maduros sin lesión, en T1 SE, era más fácilmente explicable en función del incremento de agua ligada, sin embargo, en DP SE, aunque dicha diferencia a favor del grupo de maduros con infosura es menor, existe, y aunque si bien es cierto que podría ser simplemente el resultado de un tamaño de muestra inadecuado, los intervalos de confianza de ambos grupos son parecidos y mucho menores que el del grupo de inmaduros, con lo que esta diferencia también podría tener una base real, en cuyo caso, la explicación de la misma no es tan sencilla. Las alteraciones vasculares que dan lugar a daños titulares, y las inflamaciones locales y reparaciones consecuentes, incrementarían tanto el agua liada como el agua libre, con lo que la diferencia esperable entre la IS del grupo de maduros con infosura y la de los maduros sin lesión pensamos que debería ser mayor en DP SE que en T1 SE, mientras que en nuestros resultados no es así; por eso, nosotros nos inclinamos a pensar que, cuando se consideran todos los H^+ capaces de generar señal detectable, las diferencias entre el cuerpo del corion coronario de los caballos maduros sin lesión y el de los maduros con infosura son mucho menores que cuando se consideran sólo los que dan lugar a señal detectable en T1 SE, debido a que existiría una importante cantidad de protones H^+ en el corion coronario del animal maduro sin lesión que no se detectarían en dicha potenciación T1 SE. Por otra parte, los valores absolutos de la IS media de estos dos grupos son mayores en DP SE, como se observa en nuestros resultados (gráficas 1 de las Figura 329 y Figura 341), lo que sería consecuencia lógica, por lo tanto, de que se tendrían en cuenta todos los H^+ capaces de entrar en resonancia, como ya se ha señalado en repetidas ocasiones, que ocurre en DP SE.

El valor medio del tono del gris principal o mayoritario, en DP SE, de acuerdo con la relación general entre la señal del vóxel y el tono de gris del píxel (GIRARD y col., 1995; LOPEZ-POVEDA, 2006), sigue fielmente el mismo orden que el valor medio de IS, de tal manera que las imágenes procedentes de los animales adultos con infosura presentan el mayor tono medio de gris primario, seguido de las procedentes del grupo de animales adultos sin lesión y, con una diferencia de valor similar, en último

lugar, de las procedentes de los animales inmaduros sin lesión; sin embargo, cuando observamos el valor medio del tono de gris secundario, éste no se ajusta a esta distribución ya que, en los animales maduros sin lesión, no se sitúa en la posición intermedia que, teóricamente, le correspondería entre los otros dos grupos, sino que presenta un valor menor. Esto hace que sea el grupo en que más contraste existe entre los tonos de gris primario y secundario, lo que, como ya hemos comentado en otras ocasiones, favorecería el aumento de la heterogeneidad observada en la señal, como efectivamente se observa en la gráfica 4 de la Figura 341. Los otros dos grupos presentan un valor de tono medio de gris secundario que se ajusta con plena lógica y coherencia a la posición que les correspondería en función de la IS media obtenida para ellos. Finalmente, hay que realizar otra apreciación respecto a los resultados de los tonos medios de gris, y es que, nuevamente, como en otras estructuras y potenciaciones vistas hasta ahora, en el cuerpo del corion coronario, el tono de gris que ocupa más superficie, o primario, posee en todos los grupos un tono más claro que el que ocupa la menor superficie, o secundario; y esto lo venimos observando, como norma general, en aquellas estructuras que clásicamente se calificarían como hiperintensas o de media a alta intensidad de señal (gráficas 2 y 3, Figura 341).

En cuanto a la heterogeneidad media, el grupo de animales maduros con infosura son los que presentan un área de señal más homogénea, lo que concuerda con lo obtenido en cuanto al contraste de los tonos de gris y en cuanto a la textura, ya que este grupo carecía de imágenes con textura granular y era el que poseía un mayor porcentaje con textura lisa. No obstante, parece que lo esperable es que aquellos animales que presentan algún tipo de lesión también presenten una mayor heterogeneidad en la señal, ya que se supone que las alteraciones titulares causan modificaciones histoquímicas que se traducen en modificaciones de la señal (FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2007, 2009 y 2014); sin embargo, si el proceso patológico posee una naturaleza o magnitud tal, que causa las alteraciones de forma difusa sobre un territorio o sobre ciertas estructuras, su efecto puede ser homogeneizante en lugar de causar heterogeneidad, que, a juzgar por lo obtenido en nuestros resultados, parece ser lo que ocurre en este caso. Los otros dos grupos, formados por animales sin lesión en ambos casos, poseen una heterogeneidad muy similar, aunque un poco mayor en el caso de los adultos sin lesión, lo que es coherente partiendo de la premisa de que estos animales sin lesión no sufrirían el efecto homogeneizante del proceso patológico de la infosura; después, la raíz de las

pequeñas diferencias entre inmaduros sin lesión y maduros sin lesión tendríamos que buscarlas, como ocurría en otras potenciaciones, en la influencia de las diferencias de textura, de contraste de grises o de tamaño del grano cuando existen (gráfica 4, Figura 341).

El grosor medio del cuerpo del corion coronario, en las imágenes potenciadas en DP SE, resultó ser notablemente mayor para el grupo de los animales con infosura que para los otros dos grupos, lo que, como ya comentamos en el apartado para la potenciación T1 SE, no tendría mucho sentido teniendo en cuenta que sufriría un proceso de tracción; no obstante, y como comentamos también en ese apartado, quizá más que un aumento real del grosor, lo que ocurre es que la mayor IS de la estructura haga que, por artefacto de volumen parcial (VILAR, 1991) en las zonas periféricas contiguas a la pared del casco y la capa reticular, se estime por parte del observador un grosor algo magnificado. Esto es bastante coherente con el resultado obtenido, ya que, el mismo grupo de animales presenta un mayor grosor medio en DP SE que en T1 SE y, si atendemos a la IS, también es superior en DP SE que en T1 SE, lo que encajaría con la magnificación del grosor por artefacto de volumen parcial de la que acabamos de hablar; sin embargo, tampoco podemos descartar totalmente el hecho de que efectivamente exista un aumento de grosor real del cuerpo del corion coronario. Por otra parte, la circunstancia de que el grupo de adultos sin lesión presenten un grosor muy similar, e incluso algo inferior, al grupo de animales inmaduros sin lesión, es difícilmente explicable, ya que la simple diferencia de tamaño de los adultos frente a los neonatos o los potrillos de corta edad debería ser suficiente para que el grosor fuera mayor en los adultos sin lesión. Además, en T1 SE, este mismo grupo de inmaduros sin lesión presentó un grosor menor que los adultos en esa misma potenciación, y bastante menor que el que se presenta cuando se mide en las imágenes potenciadas en DP SE. Es por eso que nos inclinamos a pensar que el hecho de que ciertas estructuras contiguas, como la capa reticular, se discriminen peor en DP SE que en T1 SE en inmaduros, puede haber causado un error de apreciación por parte del observador, que haya magnificado también la medición, al tomar como parte del grosor del cuerpo del corion coronario alguna porción del grosor de la capa reticular del corion coronario (gráfica 5, Figura 341).

En cuanto al diámetro medio del grano, en las imágenes con textura granular del cuerpo del corion coronario, para la potenciación DP SE, sólo obtuvimos resultados

para los grupos de animales sin lesión, ya que el grupo de adultos con infosura no presentó ninguna imagen con textura granular, en concordancia con su menor heterogeneidad de señal. En cualquier caso, el diámetro medio del grano fue sensiblemente mayor en el grupo de adultos sin lesión que en el de inmaduros sin lesión (gráfica 6, Figura 341); si asumimos la teoría que hemos expuesto ya en otros apartados de este trabajo, en la que defendemos que, probablemente, el tamaño del grano derive de alguna manera de la combinación de diversos factores entre los que destacarían el tamaño del vóxel para la obtención de la imagen concreta y, por otro lado, el tamaño de las estructuras anatómicas o las partes que las componen, este resultado es perfectamente lógico y coherente, ya que el grupo de inmaduros sin lesión presentaría unas estructuras anatómicas más pequeñas que el de adultos sin lesión; además, las imágenes de dicho grupo de inmaduros se programaron a partir de un grosor de corte un milímetro menor que en los adultos (4mm frente a 5mm), con lo que el vóxel, para una matriz y FOV de idéntico número, sería también un poco más pequeño (GILI, 1993).

Analizando los resultados del parámetro textura, vemos que, como acabamos de discutir unos párrafos atrás, el grupo de animales maduros afectados de infosura presentan una textura algodonosa en mayor porcentaje, seguida de un considerable número de imágenes con textura lisa de la señal del área del cuerpo del corion coronario. Esto apoya el resultado de menor heterogeneidad para este grupo, y concuerda también con la teoría de que, probablemente, se deba a un aumento difuso de la señal, como consecuencia de un incremento del agua libre y ligada en toda el área analizada. En relación a los otros dos grupos, resulta llamativo que hayamos obtenido un resultado idéntico en cuanto a porcentaje de texturas se refiere, y que, sin embargo, el grupo de adultos sin lesión presentara una heterogeneidad mayor que el de inmaduros sin lesión; no obstante, ya dijimos con anterioridad que el parámetro heterogeneidad es mucho más complejo, y que sobre él influyen otros factores como los contrastes entre grises, el tamaño del grano, etc. (gráficas 7, 8 y 9, Figura 341).

6.1.2.3.C. IMÁGENES POTENCIADAS EN T2 FSE DEL CORION CORONARIO

En T2 FSE, la IS recogida está relacionada con la coordinación en la relajación de los H^+ , y los núcleos de hidrógeno pertenecientes al agua libre dan lugar a mayor IS que los de otras sustancias (GILI, 1993); sin embargo, como ya hemos señalado en otros apartados, esto no quiere decir que las otras moléculas no sean capaces de influir en la

señal recogida, como se puede deducir de la alta señal que otros autores achacan a los vasos sanguíneos y a su contenido en estudios *post mortem* (KLEITER y col., 1999; KOTANI y col., 1999), o a las zonas con lisis reciente de glóbulos rojos (GILI, 1993); lo que podría aplicarse perfectamente a nuestra investigación, ya que, para esta estructura, todos los casos fueron estudiados *post mortem* y, en ocasiones, tras un ciclo de congelación y descongelación.

Como era lógico esperar, la localización y morfología del corion coronario, en los distintos planos de corte estudiar, era la misma en T2 FSE que las que se han descrito de forma general y, como en las otras potenciaciones vistas, presentaba mayor tono de gris que la pared del casco, que lo limita hacia el exterior, y que la capa reticular que lo limita hacia el interior; lo que implica, necesariamente, que los H^+ capaces de generar señal, en esta potenciación, lo hacen en magnitud suficiente como para destacar sobre esas otras dos estructuras; es decir, sabiendo que la estructura en cuestión carece de tejido graso que pueda interferir en la señal (MONTEIRO-RIVIERE, 1993; POLLIT, 1998, SÁNCHEZ-VALLE, 2008), o bien presenta mayor concentración de agua libre, o de sangre, o bien de otras moléculas capaces de liberar la energía de forma más o menos coordinada, que hagan del cuerpo del corion coronario una estructura hiperintensa en relación a las otras dos para la potenciación T2 FSE.

En relación al corion laminar, dijimos que el cuerpo del corion coronario parece presentar un tono de gris un poco mayor que la zona de interdigitación dermo-epidérmica, y su límite parece proyectarse algo hacia la zona más proximal de dicho corión laminar. Si asumimos que es el porcentaje de agua libre de la estructura, que no tenemos razón para pensar que sea mayor en el cuerpo del corion coronario que en las láminas dérmicas, o la cantidad de sangre intravascular presente, que tampoco podemos decir con seguridad que sea mayor en dichas láminas, las variables que harían que la señal y, por ende el tono de gris, fueran algo mayores en el mencionado cuerpo del corion coronario, nos encontramos, como acabamos de decir, que, en principio, no existen razones para pensar que esto pueda ser así. Sin embargo, las láminas y laminillas dérmicas se interdigitan con otras epidérmicas que no presentan vascularización (MONTEIRO-RIVIERE, 1993; POLLIT, 1998; POLLIT, 2008b) y que, además, según un estudio realizado por KELLER y col. (2006) en esta misma potenciación pero con un equipo de alto campo magnético (7,1T), dichas láminas epidérmicas primarias, al igual que el estrato medio de la pared del casco, no daban

lugar a señal. Teniendo esto en cuenta y considerando que en nuestro estudio, de bajo campo magnético, el grosor de corte y la matriz utilizados dan lugar a un vóxel demasiado grande como para poder discriminar entre láminas dérmicas y epidérmicas, es coherente pensar que la señal obtenida para esta estructura sea un promedio, por efecto del artefacto de volumen parcial (VILAR, 1991), de la señal de las láminas dérmicas y la de las epidérmicas, con lo que también es lógico pensar que dicha IS y su tono de gris derivado sean algo menores que los del cuerpo del corion coronario, como efectivamente hemos observado en nuestros resultados. Esta misma argumentación nos sirve para justificar la observación de que la señal del cuerpo del corion coronario parezca proyectarse algo hacia el estrato de interdigitación dermo-epidérmica del corion laminar, ya que, a este nivel, existe una zona de transición o zona coronaria (GARCÍA y PÉREZ, 1983) en la que comienza a aparecer tímidamente la estructura laminar, en la que este artefacto de volumen parcial entre la señal de las láminas primarias epidérmicas y el de las dérmicas sería mucho menor que en zonas más distales y, por lo tanto, la IS de esta zona de transición sería más parecida a la del cuerpo del corion coronario, lo que favorecería la impresión de una continuidad o proyección de éste en dirección distal. Siguiendo este mismo criterio, el hecho de que, en T2 FSE, el cuerpo del corion coronario, aunque en contadas ocasiones tenga un tono de gris un poco más elevado, normalmente lo presente muy similar al del corion perióplico, es muy lógico también; es decir, aunque el corion perióplico posee una vascularización más fina y quizá menos exuberante (POLLIT, 1998), lo que podría justificar esta inconstante y ligeramente menor IS que aparece en ocasiones, en relación con el resto de características estructurales que lo diferencian del cuerpo del corion coronario, no estaría justificada, en principio, una concentración distinta de agua libre, que sería la diferencia más determinante en cuanto a la IS en esta potenciación (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000). Por esto, en T2 FSE, en multitud de ocasiones, para poder delimitar el corion perióplico del coronario fue necesaria la comparación con DP SE. Por todo esto que acabamos de decir, en T2 FSE, casi siempre, se distinguió mejor el límite distal del corion coronario que el límite proximal, ya que su tono de gris, generalmente, probablemente por lo que acabamos de argumentar y sin considerar la zona coronaria, contrasta un poco más con el corion laminar que con el corion perióplico (Figura 342 y Figura 343). A todo esto hay que añadir que, habitualmente, en nuestros resultados, la calidad y la definición de los límites del corion coronario es menor en T2 FSE que en T1 SE y DP SE, lo que viene siendo una observación general

para todas las estructuras en este trabajo; sin embargo, en la bibliografía consultada, no hay ninguna referencia al hecho de que la potenciación T2, y menos cuando es obtenida con secuencias de pulsos de la familia SE, en principio, tenga menor calidad general o resolución que otras potenciaciones; como mucho, se señala que ciertos artefactos, como por ejemplo el de desplazamiento químico (VILAR, 1991), aparecen con más frecuencia en ella; no obstante, lo que sí podemos afirmar es que, el hecho de que más tejidos o estructuras generen una menor IS en T2 que en T1 o en DP, merced a su menor contenido en agua libre que en agua ligada o grasas (GILI, 1993), hace que sus tonos de gris sean bajos y cercanos unos a otros (GIRARD y col., 1995; LÓPEZ-POVEDA, 2006), lo que, como venimos observando también en nuestras imágenes, hace más difícil distinguirlas unas de otras, y esto, aunque no puede calificarse como una menor resolución (HELMS y col., 2011), sí que mermaría la calidad de la imagen en cuanto a discriminación de la anatomía. Asimismo, el cuerpo del corion coronario sería una de estas estructuras cuyo tono de gris se observa menor en esta potenciación que en T1 SE y DP SE, y si tenemos en cuenta que la sangre intravascular estancada generaría señal en las tres potenciaciones (DENOIX y col., 1996; KLEITER y col., 1999; KOTANI y col., 1999; HEVESI y col., 2004; LATORRE y col., 2006), muy probablemente, lo que ocurra es que hay un mayor porcentaje de agua ligada que libre, lo que es coherente con el hecho de estar ante una estructura con alto metabolismo ya que, como ya hemos argumentado en otras ocasiones, esta mayor concentración de sustratos, enzimas y productos, se asociaría a un mayor porcentaje del agua ligada a estas moléculas.

Como acabamos de señalar, casi siempre es difícil diferenciar donde termina el corion coronario y donde empieza el perióptico pero, sin duda, según nuestros resultados, el plano en el que más difícilmente se consigue es el transversal, en el que debido a la posición del cuerpo del corion coronario en relación al plano de corte, para reducir el artefacto de volumen parcial de esta estructura a niveles aceptables, tenemos que recurrir a los cortes más proximales, en los que, además de otros pequeños problemas derivados de la ligera oblicuidad del corte en relación al plano de la corona, que ya hemos comentado y analizado en otras potenciaciones y estructuras, nos encontramos con que, en numerosas ocasiones, en la misma imagen, aparecen porciones del cuerpo del corion coronario que se continúan con otras del corion perióptico y que son casi indistinguibles. En este estudio, para poder distinguirlas, hemos recurrido, en ocasiones, a ver la misma extremidad en la potenciación T1 SE en los planos sagital y

transversal; de manera que, atendiendo al tono de gris del cojinete coronario, justo a nivel de la parte más proximal del cuerpo del corion coronario en dicho plano sagital, localizamos ese punto con exactitud en el corte del plano coronal potenciado en T1 SE que, a su vez, era un corte idéntico al potenciado en T2 FSE, y así, por comparación de dos cortes coronales idénticos, uno potenciado en T1 SE y otro en T2 FSE, y habiendo localizado previamente el límite entre el corion coronario y el perióptico en el potenciado en T1 SE, pudimos afirmar que lo que estábamos viendo como corion coronario, en T2 FSE, era realmente corion coronario y no corion perióptico (Figura 344 y Figura 345).

También hemos observado, en T2 FSE, que la sombra de las papilas coronarias proyectadas hacia el interior de la pared del casco, en la observación subjetiva, abarca menos superficie y posee un menor tono de gris que en T1 SE o DP SE; esto podría explicarse desde la misma perspectiva que utilizamos para explicar el ligeramento menor tono de gris de la banda de interdigitación dermoepidérmica en relación al cuerpo del corion coronario, ya que, a nivel de la proyección distal de las papilas coronarias, también hay un artefacto de volumen parcial (VILAR, 1991) entre ellas y el tejido córneo que se dispone entre las mismas, y que, en principio y teniendo en cuenta que, por analogía con otras estructuras estudiadas como las láminas primarias epidérmicas (KELLER y col., 2006), suponemos que no deberían dar lugar a una señal diferente de la del ruido, por lo que es lógico que esta sombra tenga menor tono de gris que el cuerpo del corion coronario. Por otra parte, estas papilas son estructuras muy vascularizadas (POLLIT, 1998 y 2008b), y se les supone un alto nivel de metabolismo debido a su alto rendimiento queratogénico (POLLIT, 1998; SÁNCHEZ-VALLE 2008), lo que, como ya hemos comentado en otros puntos, aumentaría teóricamente la concentración molecular de sustratos, enzimas y productos, y por ende, el agua ligada a estas moléculas ; sin embargo, el agua libre no parece tener el mismo peso proporcional, ya que en T2 FSE, donde esta agua libre genera una alta IS (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), la IS de esta zona de sombra papilar es menor que en T1 SE, en la que, a falta de tejido graso, el agua ligada se supone la principal responsable de la generación de esta IS (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000).

Dejando la sombra papilar aparte, en nuestros resultados también hemos observado que, en general, el resto de estructuras asociadas al cuerpo del corion coronario se observan más difuminadas, poseen menor contraste y son más difíciles de

discriminar que en T1 SE y DP SE (Figura 346); esto concuerda con el hecho de que la potenciación T2, en general, no se caracteriza precisamente por presentar un buen contraste entre las diferentes estructuras anatómicas y, exceptuando algunos casos muy concretos, como por ejemplo el líquido sinovial u otros con alto porcentaje de agua libre, los mayores contrastes se obtienen entre zonas aquejadas de un proceso patológico, que aumenta dicha agua libre, y el resto de tejidos de esa estructura que no están afectados (GILI, 1993). En esta potenciación, a excepción de casos como los que acabamos de comentar, por lo que venimos observando en las estructuras de animales sin lesión en este trabajo, cuando comparamos la IS media generada en el vóxel, siempre es menor en T2 FSE que en T1 SE o DP SE; debido a esto, en T2 FSE, nos movemos en intensidades de señal menores que, aunque puedan estar algo compensadas por el proceso de adaptación de la IS del vóxel al tono de gris del píxel (GIRARD y col., 1995; LOPEZ-POVEDA, 2006), dan lugar a tonos de gris más bajos que, normalmente, dificultan la distinción entre una y otra estructura por parte del observador. Todo lo anterior, podríamos resumirlo en que, en general, un mayor número de las estructuras anatómicas presentes en la extremidad, y por supuesto las que nosotros hemos estudiado hasta ahora, aparecen más oscuras y se distinguen peor unas de otras en T2 SE que en T1 SE o DP SE; no obstante, aunque el contraste se vea afectado, la resolución, en principio y por lo reflejado al respecto en la bibliografía consultada, no debería verse afectada por que la potenciación sea una u otra (GILI, 1993; HELMS y col., 2011); sin embargo, en nuestro trabajo, además de un menor contraste, se observan, por lo general, unos límites entre estructuras más difusos, que parecen reflejar una menor resolución; por lo tanto, esta menor resolución, teóricamente, deberíamos achacarla a las peculiaridades de la obtención de las imágenes en este estudio, es decir, probablemente se deba a los valores fijados en los distintos parámetros de programación de la obtención de imagen en el equipo, combinados quizá con las peculiaridades de las antenas utilizadas o del tipo de equipo, o incluso, con la magnitud del campo magnético. En cualquier caso, en este trabajo, estas variantes se escapan a nuestra capacidad de análisis.

En los animales con infosura, al igual que en otras potenciaciones vistas, podemos observar una tendencia a la disminución de la convexidad de la sección del cuerpo del corion coronario relacionada con el mayor grado de rotación o descenso de la tercera falange dentro del estuche córneo, consecuencia, como ya se ha comentado en las otras

potenciaciones analizadas, de que la firme unión existente desde el corion coronario al tendón extensor digital común y a los cartílagos ungueales a través del cojinete coronario hace que, cuando la falange rote o descienda, la tracción arrastre también a la banda coronaria (POLLIT, 2008b). Con el descenso de la tercera falange, se explicaría la pérdida de curvatura del cuerpo del corion coronario en general, pero, como ya se ha expuesto también en apartados anteriores, se afectaría más la curvatura en las imágenes sagitales, ya que la rotación del tejuelo, que se produce en muchos animales con infosura crónica, y que sigue la dirección de tracción del tendón flexor digital profundo (basculando en sentido dorso-volar a través del cojinete coronario), haría que, en la zona de las lumbres, se magnificara este efecto de estiramiento en relación con otras zonas como las cuartas partes, en las que dicho proceso, en principio, se vería menos afectado por esta rotación (POLLIT, 1998b). También se observó en este grupo de animales una pérdida de definición general de las estructuras de la corona, mayor aún que la que se observaba en DP SE en relación con T1 SE, lo que podría explicarse, simplemente, a partir de las limitaciones que suponen las menores definición y calidad de la imagen que venimos constatando en este trabajo para la potenciación T2 FSE; no obstante, no hay que olvidar que los daños titulares, consecuentes a las alteraciones vasculares que se producen a este nivel en los animales con infosura (POLLIT, 1998, 2008, 2008b y 2008c; PEREYRA y SÁNCHEZ, 2011), conducen, lógicamente, a procesos de reparación, en los que las inflamaciones o microinflamaciones localizadas jugarían un papel esencial, como consecuencia de las alteraciones de la permeabilidad vascular local asociadas (PRYDE 2009) que conducirían a un aumento del agua en la zona, tanto ligada como libre, siendo esta última la que, al difundirse, causaría, en esta potenciación, la pérdida de definición general de las estructuras allí localizadas. Por otra parte, la capa reticular coronaria concretamente, no se ve tan afectada como en DP SE, es decir, se delimita a simple vista mejor que en las imágenes de animales adultos con infosura potenciadas en DP SE, sobre todo en su mitad distal, incluso, pese a las limitaciones observadas en nuestro estudio, consecuencia de las menores definición y calidad de la imagen en T2 FSE. Esto probablemente derive del hecho de que, en DP SE, la señal recogida por el equipo proviene tanto de los H^+ del agua ligada como de los de la libre, mientras que en T1 SE provendría de los del agua ligada y en T2 FSE de los del agua libre (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000). Si tenemos en cuenta que, en el animal con infosura, esta agua difundiría a todas las estructuras, aunque no todas retendrían la misma cantidad porque depende de su estructura histológica, y aunque la capa reticular

está formada por tejido conjuntivo denso similar al de los tendones (POLLIT, 2008b), que no se caracteriza precisamente por retener agua (como, por ejemplo, hemos visto en el apartado de la piel que hace el tejido conjuntivo laxo de la hipodermis), es normal que, la poca agua que difunde y se queda en ella, haga que se aprecie, en todas las potenciaciones, con mayor dificultad en los animales adultos con infosura que en los animales adultos sin lesión, ya que pierde parte de la hipointensidad que le hace contrastar en relación a las estructuras adyacentes, sobre todo en la mitad distal, en la que el cojinete coronario presenta un mayor tono de gris; además, dentro de los animales con infosura, en DP SE, toda el agua que retiene genera señal, con lo que perdería más contraste que en T2 FSE, donde sólo genera señal el agua libre, o que en T1 SE, en la que sólo genera señal el agua ligada.

En estos animales con infosura, hemos notado también que, sobre todo en aquellas extremidades que presentan menos alteraciones derivadas de esta enfermedad, generalmente las posteriores, se tiende a observar con mayor frecuencia que el cuerpo del corion coronario presenta un mayor tono de gris, es decir un mayor contraste, en relación al corion laminar pero, sobre todo, en relación al corion perióplico; esto probablemente derive de que el grado de afectación de las estructuras difiera en función del grado de infosura que presenta dicha extremidad, es decir, en estas extremidades con menos alteraciones, el cuerpo del corion coronario está afectado en mayor medida que el corion laminar o el corion perióplico; sin embargo, esto no parece muy lógico, ya que no es en esta estructura donde se registran las primeras alteraciones de la enfermedad, sino que éstas se dan a nivel de la unión del corion laminar con la epidermis del casco, y es allí también donde primero se deberían acusar las consecuencias de la rotación o el descenso de la tercera falange (POLLIT, 1998, 2008, 2008b y 2008c; PEREYRA y SÁNCHEZ, 2011); por lo tanto, aunque esto sí que, quizá, pudiera explicar la mayor IS del cuerpo del corion coronario con respecto al corion perióplico, desde este punto de vista, resultaría mucho más difícil de explicar la mayor IS en relación a la capa de unión dermoepidérmica del corion laminar. Lo que sí que es cierto es que, a medida que la enfermedad progresa en gravedad, las diferencias de IS derivadas del agua libre presente se van atenuando, y quizá esto sí se deba a que la mayor afectación general de las estructuras involucradas tienda a igualar sus IS. Siguiendo este razonamiento, es lógico, por tanto, que en las extremidades con grandes alteraciones de rotación y descenso, se vean, en numerosas ocasiones, unos tonos de gris mucho más cercanos,

entre el corion perióplico y el coronario, como efectivamente hemos registrado en nuestros resultados. Otra estructura en la que se advierten diferencias en relación a los adultos sin lesión, es la sombra papilar; en los adultos aquejados de infosura y en esta potenciación, tiende a ocupar un área mayor en la imagen que en los sanos y, además, se suele identificar mejor que en ellos (Figura 347 y Figura 348); esta observación, probablemente, derive simplemente del hecho de que, como acabamos de decir, se producen alteraciones a nivel del corion coronario que afectan, ineludiblemente, a sus papilas, con lo que también aumentaría el agua libre en la zona de la pared en la que estas penetran, elevando la señal promedio de esta zona, e incluso, apareciendo señal perceptible en zonas en las que antes era tan baja que no se diferenciaba de la del resto de la pared del casco.

En los cortes transversales potenciados en T2 FSE, como ya se ha explicado para otras potenciaciones, la identificación, interpretación y análisis de la señal del área que ocupa esta estructura son mucho más complicados, y las diferencias entre adultos sin lesión y aquejados de infosura fueron también menos aparentes en relación a otros planos de corte; la tendencia era a que la capa que representa el cuerpo del corion coronario apareciera ligeramente más difusa, lo que concuerda con lo observado en otros planos de corte y que, probablemente, sea consecuencia de una mayor proporción de agua libre en los enfermos de infosura, consecuente ésta con los fenómenos de reparación tisular que ya se han comentado. Esta agua libre, como es lógico, difundiría hacia zonas limítrofes cercanas, lo que favorecería que los contornos de la estructura se difuminaran merced a su señal. Por otra parte, en estos cortes transversales, al igual que en las otras potenciaciones vistas, una pequeña diferencia de posición repercute en una importante diferencia de artefacto de volumen parcial en la estructura, debido a su disposición tridimensional (VILAR, 1991), con lo que es complicado obtener cortes en los que el plano transversal, tal y como se ha programado en este estudio, sea perpendicular a la superficie externa del cuerpo del corion coronario, para que el artefacto de volumen parcial o promedio sea menor; esto suele darse, cuando se consigue, en las zonas más proximales de la estructura, y normalmente se obtiene sólo en una pequeña porción del perímetro del cuerpo coronario, nunca en toda su extensión dentro del mismo corte; de esta manera, en este plano, es muy complicado evaluar esta estructura con suficiente objetividad y precisión.

En cuanto a los animales inmaduros, al igual que en las demás potenciaciones vistas para esta estructura, a la observación directa y subjetiva de la imagen potenciada en T2 FSE, se observan cambios en las relaciones de intensidad de señal de unas estructuras con otras; además, sus imágenes dan una sensación global de mayor resolución y calidad que las correspondientes a los adultos. Estas diferencias entre las gradaciones y contrastes de los tonos de gris de las diferentes estructuras, en relación a las que tienen en otros grupos de animales como los adultos sin lesión, como ya se ha comentado en los apartados del resto de potenciaciones vistas hasta aquí, probablemente se deban a la presencia de diferencias en la hidratación de los distintos tejidos en relación al adulto (SILVERTHORN y col., 2008), o incluso a posibles variaciones en el metabolismo y la vascularización de ciertas estructuras, o a artefactos de ganancia (GILL, 1993) derivados de una menor proporción de grasa en la médula ósea (DELDAR, 1993; SHERLOCK y col., 2010). Por otra parte, la sensación global de mayor calidad de imagen frente a las de los adultos, además de que pueda verse influenciada a mayores por los diferentes contrastes entre estructuras que acabamos de señalar, también puede haber sido influida, como ya se comentó en la discusión de otras potenciaciones, por el menor tamaño de sus extremidades, que hizo que se utilizara una antena más pequeña (de rodilla de 6 pulgadas o de muñeca) y se programaran cortes más finos (4mm en lugar de 5mm); esta antena se aproximaba más a la superficie de la región a estudiar y, teóricamente, debería mejorar la resolución sin influir en la relación de IS entre las diferentes estructuras (HELMS y col., 2011) y, por lo tanto, en la relación entre los tonos de gris observados (GIRARD y col., 1995; LÓPEZ-POVEDA, 2006); sin embargo, nuevamente recordaremos aquí, que los cortes más finos reducen el tamaño del vóxel y, aunque aumentan la resolución, disminuyen la IS total proveniente del mismo; por otro lado, al situarse la antena más cerca de la superficie, en teoría, compensarían, al menos en parte, esta caída de IS debida a un vóxel de menor tamaño (HELMS y col., 2011); no obstante, al ser también más pequeñas las estructuras a estudiar, este aumento de resolución se contrarrestaría parcialmente, con lo que, quizá, el detalle y la nitidez esperable de las distintas estructuras no debería ser tan diferente a los correspondientes a las imágenes procedentes de los adultos. Como quiera que sea, y probablemente como consecuencia de lo que acabamos de exponer, en nuestros resultados, en los neonatos y potrillos, la sensación de nitidez y resolución era mayor que en otros grupos; por otra parte, localizar el corion coronario en los cortes transversales acarrea la misma problemática que en los animales maduros, ya que se

trata de un problema de disposición espacial en relación al plano de corte, unido esto al artefacto de volumen parcial derivado que se origina (VILAR, 1991). Ciertas estructuras relacionadas con el cuerpo del corion coronario, como la capa reticular, se ven mejor definidas que en DP SE, e incluso que en T1 SE; esto puede que se deba a que, como en T2 FSE la IS recogida se ve influida principalmente por la concentración de agua libre en la zona (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), ciertas estructuras más fibrosas como esta capa (POLLIT, 2008b), en los animales inmaduros sin lesión, presenten una concentración muy baja de agua libre, mientras que la proporción o concentración de agua ligada a sus moléculas no sea tan reducida, con lo que, en T1 SE y DP SE, donde sí se recoge señal proveniente del agua ligada (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), el contraste de esta estructura en relación a otras y, por lo tanto, la nitidez con que se aprecia, serían menores en relación a los que presentaría en T2 FSE. Sin embargo, otras estructuras como la tenue línea hipointensa que separa el corion coronario del perióplico, e incluso el mismo corion perióplico, el periople, o las tres capas de la piel, se ven peor definidas y delimitadas; es decir, las imágenes potenciadas en T2 FSE obtenidas en este trabajo para los neonatos presentan una calidad global similar, aunque con matices diferentes, a la que presentan las potenciadas en T1 SE y DP SE; no obstante, estas otras diferencias de definición y delimitación, no estamos seguros si achacarlas al diferente origen de la señal recogida en esta potenciación en relación a las otras dos o, simplemente, a las diferencias derivadas de los distintos valores de los parámetros utilizados para diseñar la secuencia de pulsos con la que se obtiene esta variante de la potenciación T2, es decir, a la diferente programación del equipo para obtener esta potenciación T2 FSE; quizá, en realidad se deba a una combinación de estas dos posibles razones (Figura 349 y Figura 350).

El mayor valor de IS media del cuerpo del corion coronario, en la potenciación T2 FSE, lo presenta el grupo de adultos con infosura, lo que coincide con lo observado en el resto de potenciaciones vistas; aunque, lo cierto es que, en ésta, su valor es menor que en T1 SE y DP SE; esto nos indica que los animales adultos con infosura, probablemente, presenten una mayor cantidad de agua libre en el cuerpo del corion coronario que los maduros sin lesión y que los inmaduros sin lesión; todo esto concuerda con lo discutido hasta ahora para el resto de potenciaciones ya que, como hemos comentado en apartados anteriores, los procesos de reparación consecuentes a los daños provocados por las alteraciones vasculares asociadas a la infosura (POLLIT,

1998b, 2000b, 2008b y 2008c; PEREYRA y SÁNCHEZ, 2011), con alta probabilidad, se asocian a pequeñas inflamaciones localizadas, de forma análoga a como se han detectado en otros procesos con cierto compromiso o daño vascular como el síndrome podotroclear (POLLIT, 2000). No obstante, cuando comparábamos estos grupos en T1 SE, también obteníamos mayor IS en el grupo de maduros con infosura, lo que nos indicaba, indirectamente, que el agua ligada también era mayor en este grupo que en los otros dos. Así, tendríamos que, para los adultos con infosura, aumentaría el agua, tanto en forma libre como ligada, en relación a los otros dos grupos; lo que, por otra parte, es perfectamente lógico, ya que los procesos inflamatorios de reparación, como todo proceso inflamatorio, cursan, como mínimo, con una alteración de la permeabilidad vascular que conduce a la salida de líquido, moléculas de diversos tamaños e incluso células (PRYDE, 2009). Lo llamativo de esto es que, si atendemos a los valores medios de IS de los tres grupos, es mayor en T1 SE que en T2 FSE, lo que nos induce a pensar que, en todos ellos, tiene una mayor importancia relativa el agua ligada frente al agua libre, siempre suponiendo que ciertos componentes, que dan lugar a señal en todas las potenciaciones que estamos viendo, como puede ser la sangre (DENOIX y col., 1996; KLEITER y col., 1999; KOTANI y col., 1999; HEVESI y col., 2004; LATORRE y col., 2006), den lugar a una IS similar en todas las potenciaciones objeto de estudio, extremo del que carecemos de datos concretos en la bibliografía consultada. Si esto no fuera así, podríamos estar infravalorando o sobrevalorando la importancia del agua libre frente al agua ligada, en las potenciaciones objeto de estudio, y sobre todo en aquellas en las que el principal origen de la intensidad de señal es uno de estos dos componentes. En cualquier caso, en T2 FSE, en función de los resultados obtenidos, en el grupo de adultos sin lesión, el agua libre, de la que depende principalmente la señal recogida por el equipo para esta potenciación (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), parece presentar una menor concentración que en los adultos enfermos de infosura, lo que es perfectamente coherente con la suposición de la presencia de alteración vascular e inflamaciones en las microlesiones causadas por el compromiso vascular. Lo que no es tan fácilmente explicable es el hecho de que, como en las otras potenciaciones vistas (T1 SE y DP SE), el grupo de adultos sin lesión presente un valor medio de IS del vóxel mayor que el de los animales inmaduros sin lesión. Teóricamente, si descartamos que la diferencia entre estos dos grupos se deba a un error puramente estadístico, ya que el intervalo de confianza es elevado en ambos grupos, pero sobre todo en el de los inmaduros sin lesión, las diferencias deberían asentarse en una diferente concentración

de sangre intravascular estancada o en una diferente concentración de agua libre en el cuerpo del corion coronario; en cuanto a lo primero, es difícil pensar que esto pueda ser así ya que, lo lógico es que, derivado de los procesos activos de crecimiento, haya un mayor metabolismo y aporte sanguíneo en el animal inmaduro que en el maduro, siempre presuponiendo a ambos sin lesión, como es el caso; en cuanto a la segunda suposición, la de una mayor concentración de agua libre en el adulto, tampoco parece ser muy lógico pensar de esta manera ya que, lo coherente es suponer que, si un individuo joven sano presenta una mayor hidratación que un adulto sano (SILVERTHORN y col., 2008), aumenten ambos tipos de agua en sus tejidos, el ligado y el libre, incluso aunque no lo hagan en la misma proporción, pero lo que no es lógico es que en un individuo más hidratado aumente el agua ligada y disminuya el agua libre, o que simplemente disminuyan los dos tipos de agua, que sería lo que encajaría con nuestros resultados en T1 SE, DP SE y T2 FSE. Por lo tanto, la explicación de estos resultados debería ser otra; quizá, como ya hemos señalado en el apartado de discusión para otras potenciaciones, podríamos pensar que el hecho de que los cortes sean más finos reduzca el tamaño del vóxel y, por lo tanto, la IS promedio que se capta a partir de él, pero, por otra parte, al utilizarse una antena más pequeña y cercana a la superficie anatómica, se consigue captar mayor IS de cada vóxel (HELMS y col., 2011), con lo que, aunque en este caso no se puede calcular, puede que los dos procesos se compensen y. Por lo tanto, que esto tampoco explique esta menor IS media de los inmaduros sin lesión en relación a los maduros sin lesión. De cualquier forma, y nuevamente, como en otras potenciaciones vistas, tras analizarlo en detalle con los datos de que disponemos, no encontramos explicación lógica a la mayor IS de los maduros sin lesión en relación a los inmaduros sin lesión (gráfica 1, Figura 353).

Tanto el gris principal como el secundario presentaron unos valores de tonos medios difíciles de encajar con los resultados de IS media del vóxel, en esta potenciación; es más, a excepción del tono secundario del grupo de adultos con infosura, en el resto de los casos, la relación de tonos entre los grupos se presentó inversamente a lo esperable en función de la IS media obtenida para los mismos. Aunque sabemos que el tono de gris en pantalla se obtiene de una adaptación de los valores de IS, que puede seguir distintas vías con el fin de hacer la imagen lo más interpretable posible para el clínico, y que, aunque sería lo deseable para el estudio objetivo, no siempre el mismo tono de gris se corresponde al mismo intervalo de IS (GIRARD y col., 1995; LÓPEZ-

POVEDA, 2006), lo lógico es que, cuando comparamos imágenes de las mismas regiones anatómicas, obtenidas en la misma potenciación y con la misma programación de parámetros y el mismo equipo, como es el caso, sí se observe una correspondencia directa y apreciable, entre grupos distintos, entre los tonos de gris y la IS media del vóxel proporcionada por la herramienta de Osiris 4.19®; por eso, es complicado encontrar explicación para los resultados del tono de gris en esta potenciación ya que, indiscutiblemente, el grupo que tiene unos mayores tonos de gris primario y secundario es el de los inmaduros sin lesión, que se corresponde con el grupo que presenta una menor IS media del vóxel. Sólo se nos ocurre que, debido a las bajas IS recogidas, los mecanismos de adaptación de la IS a los tonos de pantalla hayan elevado el tono de gris, para una mejor visualización e interpretación, haciendo que observáramos el cuerpo del corion coronario en T2 FSE mucho más claro de lo que le correspondería en función de la señal recogida. Por otra parte, cuando comparamos los adultos sin lesión con los adultos enfermos de infosura, tampoco se ve reflejada con claridad la mayor IS media obtenida en los adultos con infosura ya que, aunque sí que es cierto que el tono de gris secundario presenta un valor ligeramente mayor que el de los adultos sin lesión, este gris secundario es el que ocupa una menor superficie dentro del área de la estructura; mientras, el tono de gris que ocupa una mayor área, que corresponde al primario, y que además es el que mayor tono presenta en esta estructura, es ligeramente más elevado en los adultos sin lesión, lo que va en sentido contrario a lo esperable según los datos recogidos para la IS media. Así, no encontramos explicación lógica para esta incoherencia de resultados, obtenida en este parámetro para la potenciación T2 FSE, más allá de un error en la valoración subjetiva del observador o un error estadístico debido a un número inapropiado de muestras. Por otra parte, se observa, para esta estructura y potenciación nuevamente que, como tónica general, en coincidencia con lo observado hasta ahora para todas aquellas estructuras que de forma clásica e imprecisa se clasificarían como hiperintensas, o de media a alta IS, el gris principal o primario siempre posee un tono más claro o elevado que el secundario o minoritario (gráficas 2 y 3, Figura 353).

La heterogeneidad, sin embargo, es muy coherente con los resultados obtenidos en el parámetro de tonos de gris ya que, como se puede observar, en aquellos grupos en que la diferencia o contraste entre los tonos de gris primario y secundario es mayor, se obtuvo también un grado de heterogeneidad más elevado; de manera que, como también

se ha observado en otras potenciaciones, el grupo más heterogéneo es el de los adultos sin lesión, mientras que la inmadurez, pero sobre todo la afectación por infosura, parecen ejercer un efecto homogeneizante sobre la señal del cuerpo del corion coronario; con lo que, este proceso patológico, al menos en esta estructura, parece dar lugar a una alteración difusa que eleva la señal de forma similar en toda ella, y no da lugar a alteraciones localizadas que contrasten con el resto del área elevando la heterogeneidad percibida por el observador (gráfica 4, Figura 353).

En cuanto a los resultados de la medida del grosor, diremos que, como era lógico esperar, derivado del menor tamaño de todas las estructuras en los animales inmaduros en relación con los adultos, el grupo de animales inmaduros sin lesión presentó el menor grosor medio para la capa de cuerpo de corion coronario; además, en T2 FSE la capa reticular se apreciaba mejor que en otras potenciaciones como DP SE, con lo que esto hubiera ayudado al observador a colocar con mayor precisión los límites de la estructura, mejorando así mejorar la precisión de la medida, de forma análoga a lo que ocurría en T1 SE. Por otra parte, el hecho de que los animales maduros sin lesión presenten un grosor mayor que los adultos con infosura contrasta con los resultados obtenidos en T1 SE y DP SE, donde se registró lo contrario. Desde el punto de vista puramente físico, puede que tenga lógica que esta estructura tenga un menor grosor de media en los animales con infosura, ya que sufre un estiramiento directo debido a la rotación y descenso de la tercera falange (POLLIT, 2008b); sin embargo, al presentar una IS mayor que los maduros sin lesión, y tratarse de una estructura que externamente está limitada por una zona de menor IS, que corresponde a la pared del casco, e internamente por la capa reticular del corion coronario, que también es una estructura con menor IS, lo lógico es pensar que, al igual que se discutió en los casos de T1 SE y DP SE, en estas zonas periféricas, se produjera una elevación del tono de gris de los píxeles allí localizados debido al artefacto de volumen parcial que siempre existe en IRM (VILAR, 1991) y, debido a esta elevación del tono de gris, que el observador, que subjetivamente marca los puntos desde los que se mide el grosor del cuerpo del corion coronario, se viera influido para abarcar un grosor algo mayor en estos casos. No obstante, el resultado en T2 FSE no apoya esta idea, lo que nos hace pensar que, tal vez, en esta potenciación, ese efecto de elevación de la IS de los vóxeles periféricos y, por ende, del tono de gris de los píxeles de la zona (GIRARD y col., 1995; LÓPEZ-POVEDA, 2006),

no es suficiente como para alterar la percepción del observador tanto como en T1 SE o en DP SE (gráfica 5, Figura 353).

El las imágenes en las que el área del cuerpo del corion coronario presentó una textura granular, los resultados correspondientes al diámetro medio del grano para T2 FSE se ajustaron a lo visto para otras potenciaciones, de tal manera que fue mayor para los animales maduros sin lesión, seguido del valor del diámetro de los animales maduros con infosura y, a un poco más de distancia, del valor medio de los animales inmaduros sin lesión (gráfica 6, Figura 353). Si asumimos la teoría que hemos expuesto ya en otros apartados de este trabajo, en la que defendemos que, probablemente, el tamaño del grano derive, de alguna manera, de la combinación de diversos factores, entre los que destacarían el tamaño del vóxel para la obtención de la imagen concreta y, por otro lado, el tamaño de las estructuras anatómicas o las partes que las componen, este resultado es perfectamente lógico y coherente, ya que el grupo de inmaduros sin lesión presentaría unas estructuras anatómicas más pequeñas que el grupo de adultos sin lesión; además, las imágenes de dicho grupo de inmaduros se programaron a partir de un grosor de corte un milímetro menor que en los adultos (4mm frente a 5mm), con lo que el vóxel, para una matriz y FOV de idéntico número, sería también un poco más pequeño (GILI, 1993). En cuanto al menor diámetro de grano de los adultos con infosura frente a los adultos sin lesión, sólo podemos pensar en que diversas alteraciones estructurales, derivadas de los daños titulares, unidos al estiramiento mecánico del cuerpo del corion coronario, en combinación con el efecto homogeneizante de señal de la mayor cantidad de agua libre dispersa por la estructura, darían lugar a una percepción de un grano más pequeño por parte del observador.

La textura del área de corte del cuerpo del corion coronario, para las imágenes potenciadas en T2 FSE, se distribuyó con diferente frecuencia para cada tipo en los distintos grupos y, nuevamente, como ya hemos observado en algún otro caso en este trabajo, se encontró una correspondencia entre el porcentaje de imágenes con textura granular y el valor medio de la heterogeneidad para cada grupo. En este caso, el grupo de animales maduros sin lesión, al que le correspondió el mayor valor de heterogeneidad media, presentó un 50% de las imágenes con textura granular para el cuerpo del corion coronario; por otra parte, el grupo de animales maduros con infosura, que presentó el menor valor de heterogeneidad media, tan sólo tenía una proporción del 14% de las imágenes con textura granular y, finalmente, el grupo de animales

inmaduros sin lesión, que presentaba una heterogeneidad de un valor intermedio entre los grupos anteriores, presentaba un 20% de imágenes con textura granular. Este resultado parece apoyar nuevamente nuestra idea de que este parámetro, junto con otros como el contraste entre los tonos de gris primario y secundario, sería uno de los que más influencia tendría sobre la percepción global de la heterogeneidad de la señal por parte del observador (gráficas 7, 8 y 9, Figura 353).

6.1.2.3.D. IMÁGENES POTENCIADAS EN T2 FSTIR DEL CORION CORONARIO

Esta potenciación, teóricamente, debería presentar, como única diferencia con T2 FSE, la particularidad de que el tejido graso no dé lugar a señal o que ésta sea prácticamente imperceptible (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000). Teniendo esto en cuenta, y partiendo de la base de que el cuerpo del corion coronario carece de tejido graso como tal (MONTEIRO-RIVIERE, 1993; POLLIT, 1998, SÁNCHEZ-VALLE, 2008), la localización y morfología de esta estructura en los distintos planos de corte estudiados, como era esperable, es la misma en T2 FSTIR que la que se ha descrito en T2 FSE y, por lo tanto, también que la que hemos expuesto de forma general para el resto de potenciaciones vistas.

Las imágenes potenciadas en T2 FSTIR, en general en este estudio, aparecen más difuminadas y con peor definición que en T2 FSE, aunque, en principio, no haya una razón teórica que lo justifique, ya que el proceso de inversión-recuperación, que se utiliza para anular la señal de la grasa, no debería disminuir la calidad general de la imagen (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000; KONAR y LANG, 2011; HECHT y col. (2011); además, aunque el hecho de que muchas estructuras den lugar a menor señal en las variantes de T2 SE y esto dificulte ciertos contrastes, con lo que la calidad de la diferenciación anatómica sí disminuiría, tampoco hay una razón teórica para que, en esta potenciación, las estructuras se vean más difuminadas en sus límites y sus formas que en otras potenciaciones como T1 SE o DP SE. Sin embargo, tanto en esta estructura como en todas las vistas hasta ahora en este estudio, la experiencia es que la potenciación T2 FSTIR da lugar a imágenes que no sólo presentan menores contrastes de los tonos de gris entre estructuras anatómicas (con contadas excepciones como por ejemplo el líquido sinovial), sino que también presentan los límites y la forma de dichas estructuras más difuminados y con peor fidelidad anatómica que T1 SE, DP SE o incluso que T2 FSE; con lo que hemos de pensar que el modo exacto de programación

de la secuencia, unido a otros factores técnicos de obtención de la imagen, como el tipo de equipo, quizá influyan en este sentido.

Como acabamos de decir, la única diferencia teórica entre T2 FSE y T2 FSTIR es que, en esta última, se suprime o anula la señal de la grasa, con lo que, nuevamente, y dejando aparte la sangre estancada presente, el origen principal de la señal recogida por el equipo en esta estructura debería originarse en el agua libre presente (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000). Dicho esto, es coherente que, en T2 FSTIR, el corion perióptico presente un tono de gris ligeramente menor al del cuerpo del corion coronario en la mayoría de las ocasiones, aunque en alguna otra, el tono de gris sea tan similar que resulte muy difícil de diferenciar para el observador, ya que esto era lo que se pudo observar también en T2 FSE. Así, de forma similar a lo que defendimos en el apartado de discusión de resultados en T2 FSE, podemos decir aquí también que, aunque el corion perióptico posee una vascularización más fina y quizá menos exuberante (POLLIT, 1998), lo que podría justificar esta inconstante y ligeramente menor IS o tono de gris que se observa en ciertas ocasiones, el resto de características estructurales que lo diferencian del cuerpo del corion coronario no justificarían, en principio, una concentración distinta de agua libre, que sería la diferencia más determinante en cuanto a la IS en esta potenciación (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000). También es lógico, por tanto, que, al igual que ocurría en T2 FSE, en T2 FSTIR, para poder discriminar el límite entre el corion perióptico y el cuerpo del corion coronario, haya que recurrir, casi siempre, al corte idéntico potenciado en DP SE, que poseen una mayor definición en la mayoría de las ocasiones, o incluso, comparar con la serie entera de imágenes en esas potenciaciones, para localizar dicho límite. En consonancia con lo que acabamos de decir y con lo que observamos en T2 FSE, en T2 FSTIR, la capa hipointensa, correspondiente con la capa reticular, también presentaba poca definición y unos límites difuminados, siendo más difícil de delimitar que en T1 SE y DP SE y, distalmente, el límite con el corion laminar, que ya era difícil de establecer en T1 SE y DP SE, aquí, como se esperaba, es aún más complicado de identificar (Figura 354 y Figura 355). Respecto al corion laminar en su zona de interdigitación con la epidermis, al igual que en T2 FSE, normalmente presenta un tono de gris muy similar, aunque si prestamos atención, se puede decir que, en muchas ocasiones, es ligeramente mayor el del cuerpo del corion coronario; esto, por lógica, debería tener el mismo origen que se expuso para esta apreciación en el apartado de discusión referente a la potenciación T2 FSE, es decir,

suponemos que es debido, principalmente, a un artefacto de volumen parcial por la mezcla de IS de las láminas dérmicas y epidérmicas.

Atendiendo a la similitud que, como acabamos de comentar, existe entre las imágenes potenciadas en T2 FSE y T2 FSTIR, y teniendo en cuenta las ligeramente peores definición y calidad general de las imágenes T2 FSTIR, en relación a T2 FSE, es lógico que, como hemos observado en nuestros resultados, en los cortes transversales, exista la misma problemática descrita en T2 FSE para la identificación y delimitación del corion coronario en relación al corion perióplico y, en T2 FSTIR, al igual que en T2 FSE, haya que ayudarse, en ocasiones, de otros cortes en los planos sagital y transversal potenciados en T1 SE, con el agravio de que, como acabamos de decir, la definición de la imagen es aún algo peor que en T2 FSE (Figura 356 y Figura 357).

El hecho de que la sombra de las papilas coronarias proyectadas hacia el interior de la pared del casco abarque, a la observación subjetiva, menos superficie y posea un menor tono de gris que en T1 SE y DP SE es lógico, ya que este mismo resultado se registró en T2 FSE y, por lo tanto, lo coherente teóricamente es que aquí también se observe; además, al igual que se expuso en el apartado de aquella potenciación, esta observación, probablemente, se deba a un menor peso relativo del agua libre respecto al agua ligada en estas papilas coronarias, que unido al efecto de volumen parcial con la queratina dispuesta entre ellas, den como resultado este menor tono de gris y esta aparente menor superficie ocupada. Sin embargo, el hecho de que en nuestros resultados, en T2 FSTIR, la sombra papilar también abarque una menor superficie y presente un tono de gris ligeramente menor que en T2 FSE, es mucho más difícil de explicar, ya que en ausencia de tejido graso, como es el caso, se asume que el tono de gris y la superficie abarcada por esta estructura debería ser, en la práctica, idéntica; no obstante, ya hemos señalado que, tal vez debido a factores de programación y obtención de las imágenes en T2 FSTIR, que escapan a nuestro análisis, se observen estas diferencias. Esto que acabamos de exponer en el análisis de la imagen de la sombra papilar podemos extenderlo al resto de estructuras asociadas al cuerpo del corion coronario que, como ya hemos señalado en nuestros resultados, se observan más difuminadas y son más difíciles de discriminar que en T1 SE y DP SE, e incluso que en T2 FSE (Figura 358).

En los animales con infosura, una vez más, al igual que en otras potenciaciones vistas, y como es lógico, ya que el cuerpo del corion coronario no se observa

sustancialmente diferente en unas respecto a otras, podemos observar una tendencia a la disminución de la convexidad de la sección del cuerpo del corion coronario, relacionada con el mayor grado de rotación o descenso de la tercera falange dentro del estuche córneo, debido a la tracción ejercida sobre dicho corion merced a la firme unión con el mismo (POLLIT, 2008b); además, observamos también una pérdida de definición general de las estructuras de la corona, derivada, según nuestra opinión, de los daños titulares consecuentes a las alteraciones vasculares que se producen a este nivel en los animales con infosura (POLLIT, 1998, 2008, 2008b y 2008c; PEREYRA y SÁNCHEZ, 2011), que conducen, lógicamente, a procesos de reparación en los que las inflamaciones o microinflamaciones localizadas jugarían un papel esencial, con las alteraciones de la permeabilidad vascular local asociadas (PRYDE 2009), que conllevarían un aumento del agua en la zona, tanto ligada como libre, siendo esta última la que, al difundirse, causaría, en esta potenciación, la pérdida de definición general de las estructuras allí localizadas. No obstante, en T2 FSTIR, la pérdida de definición de estas estructuras fue aún mayor que la que se observaba en T2 FSE, lo que podría explicarse simplemente a partir de las limitaciones impuestas por las menores definición y calidad de la imagen que venimos constatando, en este trabajo, para la potenciación T2 FSTIR, y para lo que no encontramos más causa posible que factores difíciles de analizar, derivados de los ajustes y la programación de los parámetros en los procesos de obtención de estas imágenes. Pese a esta peor calidad de las imágenes T2 FSTIR frente a T2 FSE, en la capa reticular concretamente, se registró la misma observación que para la mencionada potenciación T2 FSE, es decir, no se vio tan afectada como en los animales con infosura en DP SE; es decir, se delimitó a simple vista mejor que en las imágenes de animales adultos con infosura potenciadas en DP SE, sobre todo en su mitad distal. Esto probablemente derive, como ya comentamos en el apartado de discusión para esta estructura en T2 FSE, del hecho de que en DP SE, la señal recogida por el equipo proviene tanto de los H^+ del agua ligada como de los de la libre, mientras que en T1 SE provendría de los del agua ligada y en T2 FSE de los del agua libre (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000). Si tenemos en cuenta que en el animal con infosura esta agua difundiría a todas las estructuras, aunque no todas retendrían la misma cantidad porque depende de su estructura histológica, y aunque la capa reticular está formada por tejido conjuntivo denso similar al de los tendones (POLLIT, 2008b) que no se caracteriza precisamente por retener agua (como por ejemplo hemos visto que hace el tejido conjuntivo laxo de la hipodermis, en el apartado de la piel), es normal que, la

poca agua que difunde y se queda en ella, haga que se aprecie en todas las potenciaciones con mayor dificultad en los animales adultos con infosura que en los animales adultos sin lesión, ya que pierde parte de la hipointensidad que la hace contrastar en relación a las estructuras adyacentes, sobre todo en la mitad distal, en la que el cojinete coronario presenta un mayor tono de gris; además, dentro de los animales con infosura, en DP SE, todo el agua que retiene genera señal con lo que perdería más contraste que en T2 FSTIR o T2 FSE, donde sólo genera señal el agua libre, o que en T1 SE, en la que sólo genera señal el agua ligada.

A simple vista, el cuerpo del corion coronario de los animales con infosura parece presentar un tono de gris un poco más elevado que el de los adultos sin lesión, lo que encajaría con lo observado en T2 FSE y con lo registrado, en cuanto al valor medio de IS, en todas las demás potenciaciones objeto de este estudio, lo que según nuestro criterio, en T2 FSTIR, derivaría de la mayor cantidad de agua libre que difunde en la zona, merced a las alteraciones de la permeabilidad vascular (PRYDE, 2009) derivadas de las pequeñas inflamaciones localizadas que acompañan a la reparación de las microlesiones originadas por los compromisos vasculares asociados a la enfermedad que, aunque según la bibliografía consultada no tenemos constancia de su existencia, magnitud y mecanismos de producción y evolución, suponemos que han de existir por nuestros resultados y, además, que tendrían muchas similitudes en cuanto a origen y evolución con las que se producen en otros procesos patológicos que cursan con daños debidos a compromisos vasculares y microlesiones derivadas, tales como por ejemplo el síndrome podotroclear (POLLIT, 2000).

En T2 FSE, a la observación subjetiva, en los animales con infosura, se apreciaba cierta diferencia en el tono de gris del cuerpo del corion coronario en relación al del corion perióplico y de la interdigitación dermoepidérmica del corion laminar, de manera que, en las extremidades más afectadas, con un mayor grado de descenso o rotación, parecía haber un menor contraste entre ellas, mientras que, en las extremidades menos afectadas, parecía contrastar más el cuerpo del corion coronario, presentando un tono mayor al de las otras dos. Sin embargo, aunque en T2 FSTIR lo esperable es lo mismo o algo muy similar, ya que las diferencias teóricas entre las dos variantes de la potenciación T2 SE se basan únicamente en la intensidad de señal del tejido graso (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000) (ausente en todas ellas como tal [MONTEIRO-RIVIERE, 1993; POLLIT, 1998, SÁNCHEZ-VALLE, 2008]), encontramos que, en los adultos con

infosura, este tono de gris ligeramente mayor del cuerpo del corion coronario, en relación a las otras dos regiones, se acentúa sutilmente si lo comparamos con los adultos sin lesión; pero no pudimos relacionarlo con el grado de afectación de la extremidad concreta; es decir, no se apreció a la observación que este contraste aumente, o disminuya en menor medida, en relación al del corion perióptico o a la zona de interdigitación dermoepidérmica del corion laminar, cuando varía el grado de rotación o descenso de la tercera falange.

La sombra papilar, en estos animales con infosura y en T2 FSTIR, a diferencia de lo que ocurría en T2 FSE, tiende a ocupar un área en la imagen muy similar a la de los sanos; no obstante, lo esperable es que ocupara, como en T2 FSE, un área mayor que en los adultos sanos, ya que, entre estas dos variantes de la potenciación T2 SE, sólo deberían existir diferencias en cuanto a la IS del tejido graso (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), del que carece esta estructura (MONTEIRO-RIVIERE, 1993; POLLIT, 1998, SÁNCHEZ-VALLE, 2008). En los animales enfermos de infosura, lo esperable es que, como se señaló en el apartado dedicado a la potenciación T2 FSE, las alteraciones que, a la vista de nuestros resultados, se producen con alta probabilidad en el cuerpo del corion coronario, también afecten a sus papilas aumentando en agua libre en la zona de la pared que éstas penetran, elevando la señal promedio de los vóxeles de esta zona y haciendo la sombra papilar más perceptible e, incluso, puede que más amplia que en los adultos sin lesión; sin embargo, en las imágenes potenciadas en T2 FSTIR, no somos capaces de reconocer estas características, y el único rastro de un aumento del agua libre y de difusión de la misma es que la sombra papilar parece presentar un poco más de homogeneidad, así como más tendencia al patrón algodonoso y menos al granular que en los adultos sin lesión, lo que, lógicamente, podría deberse a esta mencionada difusión de agua libre. Quizá, el que no seamos capaces de reconocer idénticas características que en T2 FSE, nuevamente, se deba a una peor calidad general de esta variante de la potenciación T2 SE, debido al modo en que se programaron los diferentes parámetros de su obtención, junto con las características técnicas del equipo, lo que daría lugar a imágenes peor definidas. Por otra parte, como es fácil de deducir, el ligero aumento del agua libre, que suponemos que ocurre en esta zona, merced a la inflamación derivada de los procesos de reparación de los daños ocasionados por la infosura, no parece ser suficiente como para dar lugar a una señal similar a la que se recoge a partir del agua ligada, tanto en adultos sanos como en adultos con infosura, con

lo que el tono de gris y la percepción de la superficie ocupada por la sombra papilar son mucho menores que en T1 SE y DP SE (Figura 359 y Figura 360).

En cuanto a los cortes transversales potenciados en T2 FSTIR, por las mismas razones de disposición espacial, que llevan a que aparezcan grandes cambios en el artefacto de volumen parcial a partir pequeños cambios en la posición de los mencionados cortes, y que ya se han descrito y discutido para el cuerpo del corion coronario en el resto de potenciaciones estudiadas, estas imágenes son complicadas de evaluar con suficiente objetividad y precisión, y las diferencias entre adultos sin lesión y aquejados de infosura son menos aparentes que en otros planos; no obstante, probablemente derivado del hecho de que en los adultos con infosura haya una mayor cantidad de agua libre, originada a partir de ciertos procesos de reparación, como también hemos señalado en párrafos anteriores, y también probablemente derivado de que este agua difunde a través de la estructura en cuestión, e incluso más allá de sus márgenes, la tendencia fue, lógicamente, a que la capa que representa el cuerpo del corion coronario apareciera ligeramente más difusa que en adultos sin lesión.

En los animales inmaduros, la imagen potenciada en T2 FSTIR, al igual que ocurría en T2 FSE, en general da una sensación general de mayor resolución, contraste y calidad global, además, también se observan cambios en las relaciones entre las intensidades de señal de unas estructuras y otras, al comparar con esta misma potenciación en los animales adultos. Estas diferencias entre las gradaciones y contrastes de los tonos de gris de las diferentes estructuras, en relación a las que tienen en otros grupos de animales como los adultos sin lesión, nuevamente, como ya se ha comentado en los apartados del resto de potenciaciones vistas hasta aquí, diremos que, probablemente, se deban a la presencia de diferencias en la hidratación de los distintos tejidos en relación al adulto (SILVERTHORN y col., 2008), o incluso a posibles variaciones en el metabolismo y la vascularización de ciertas estructuras; sin embargo, la menor proporción de grasa en la médula ósea de los neonatos y potrillos de corta edad (DELDAR, 1993; SHERLOCK y col., 2010), a diferencia de lo expuesto en las otras potenciaciones estudiadas en este trabajo, no debería influir en las diferencias observadas entre las imágenes de los adultos y las de los neonatos, ya que, en la variante de la potenciación T2 SE que nos ocupa, teóricamente, se eliminaría la señal de los tejidos grasos en las imágenes de ambos grupos de animales (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000). Por otra parte, la sensación global de mayor calidad de imagen

frente a las imágenes de los adultos, además de que pueda verse incrementada por los diferentes contrastes entre estructuras observados en los inmaduros, también puede haber sido influido, como ya se comentó en la discusión del resto de potenciaciones vistas en este estudio de investigación, al menor tamaño de las extremidades de los inmaduros, que hizo que se utilizara una antena más pequeña (de rodilla de 6 pulgadas o de muñeca) y se programaran cortes más finos (4mm en lugar de 5mm); esta antena se aproximaba más a la superficie de la región a estudiar y, teóricamente, debería mejorar la resolución sin influir apreciablemente en la relación de IS entre las diferentes estructuras (HELMS y col., 2011) y, por lo tanto, en la relación entre los tonos de gris observados (GIRARD y col., 1995; LOPEZ-POVEDA, 2006); sin embargo, nuevamente recordaremos aquí, que los cortes más finos reducen el tamaño del vóxel y, aunque aumentan la resolución, disminuyen la IS total proveniente del mismo; por otro lado, al situarse la antena más cerca de la superficie, en teoría, se compensaría, al menos en parte, esta caída de IS debida a un vóxel de menor tamaño (HELMS y col., 2011); no obstante, al ser también más pequeñas las estructuras a estudiar, este aumento de resolución se contrarrestaría parcialmente, con lo que, quizá, el detalle y la nitidez esperables de las distintas estructuras no deberían ser tan diferentes a los de las imágenes procedentes de los adultos. Como quiera que sea, y probablemente como consecuencia de lo que acabamos de exponer, en nuestros resultados, en los neonatos y potrillos, la sensación de nitidez y resolución era mayor que en otros grupos. Por otra parte, localizar el corion coronario en los cortes transversales acarrea la misma problemática que en los animales maduros, ya que, como hemos señalado en todas la potenciaciones estudiadas aquí, se trata de un problema de disposición espacial en relación al plano de corte, unido esto al artefacto de volumen parcial derivado que se origina (VILAR, 1991); por esto, al igual que en los adultos, en los animales inmaduros es muy problemática para la identificación, delimitación y comparación del corion coronario en los cortes en el plano transversal. También hay que señalar aquí que, cuando comparamos las imágenes del grupo de inmaduros en las diferentes potenciaciones, la calidad general de la imagen en T2 FSTIR cae con respecto a T2 FSE, y ciertas estructuras como la capa reticular del corion coronario, que se definían mejor en T2 FSE que en DP SE o T1 SE, en T2 FSTIR pierden esa mejor definición, con lo que tenemos que, aparentemente, esta sería, también en animales inmaduros, la potenciación que menor calidad aporta. No obstante, como ya hemos expuesto en multitud de ocasiones a lo largo de este trabajo, teóricamente, no debería haber

diferencias entre la calidad de las imágenes potenciadas en T2 FSTIR y T2 FSE más allá de la IS de los tejidos grasos (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), con lo que, nuevamente, tenemos que apoyarnos en las posibles diferencias en la programación de los valores de los distintos parámetros, junto con las particularidades del equipo utilizado, para intentar explicar estas diferencias de calidad entre las dos variantes estudiadas de la potenciación T2 SE (Figura 361 y Figura 362).

Cuando comparamos la IS, en la potenciación T2 FSTIR, de los tres grupos de animales estudiados en este trabajo, vemos que los resultados son muy similares a los obtenidos para la potenciación T2 FSE (Figura 353 y Figura 363), lo que es perfectamente lógico y encaja con lo teóricamente esperable, en relación con estas dos variantes de la potenciación T2 SE, ya que en el cuerpo del corion coronario no existe tejido graso como tal (MONTEIRO-RIVIERE, 1993; POLLIT, 1998, SÁNCHEZ-VALLE, 2008), y éste sería el que debería marcar la diferencia entre la IS recogida en una y en la otra de dichas variantes (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000). Así, nos encontramos, al igual que en T2 FSE, que el valor medio para el cuerpo del corion coronario es más alto para el grupo de animales maduros aquejados de infosura que para los otros dos, lo que coincide con lo observado en T1 SE y DP SE, y que, a diferencia de aquellas potenciaciones en las que teóricamente se debería a un aumento de la concentración de agua ligada, en este caso y al igual que en T2 FSE, su mayor IS debería derivar de una mayor concentración de agua libre. Todo esto nos indicaría nuevamente que los animales adultos con infosura probablemente presenten, además de una mayor cantidad de agua ligada, una mayor cantidad de agua libre en el cuerpo del corion coronario que los maduros sin lesión y que los inmaduros sin lesión; lo que concuerda plenamente con que los procesos de reparación consecuentes a los daños provocados por las alteraciones vasculares asociadas a la infosura (POLLIT, 1998b, 2000b, 2008b y 2008c; PEREYRA y SÁNCHEZ, 2011), con alta probabilidad, se asocian a pequeñas inflamaciones localizadas, de forma análoga a como se han detectado en otros procesos con cierto compromiso o daño vascular como el síndrome podotroclear (POLLIT, 2000). El grupo de animales maduros sin lesión presenta un intervalo de confianza menor que el obtenido para este mismo grupo en T2 FSE y similar al de los adultos con infosura, aunque ligeramente menor, pero esto sólo lo achacamos a una mayor variabilidad en los valores obtenidos para este grupo en T2 FSE que en T2 FSTIR y, probablemente, si la muestra fuera mayor en T2 FSE, estos

intervalos se aproximarían el uno al otro. Por otra parte, al igual que ocurría en T2 FSE, resulta más difícil de justificar, apoyándonos en la bibliografía consultada, que los animales inmaduros sin lesión presentaran la menor media de IS de los tres grupos, ya que, como también se señaló en el apartado de T2 FSE, teóricamente, si descartamos que la diferencia entre estos dos grupos se deba a un error puramente estadístico, ya que el intervalo de confianza es elevado en los inmaduros, las diferencias deberían asentarse en una diferente concentración de sangre intravascular estancada o en una diferente concentración de agua libre en el cuerpo del corion coronario; en cuanto a lo primero, es difícil pensar que esto pueda ser así ya que, lo lógico es que, derivado de los procesos activos de crecimiento, haya un mayor metabolismo y aporte sanguíneo en el animal inmaduro que en el animal maduro, siempre presuponiendo ambos sin lesión, como es el caso; en cuanto a la segunda suposición, la de una mayor concentración de agua libre en el adulto, tampoco parece ser muy lógico pensar de esta manera, ya que lo coherente es pensar que, si un individuo joven sano presenta una mayor hidratación que un adulto sano (SILVERTHORN y col., 2008), aumenten ambos tipos de agua en sus tejidos, el ligado y el libre, incluso aunque no lo hagan en la misma proporción, pero lo que no es lógico es que en un individuo más hidratado aumente el agua ligada y disminuya el agua libre, o simplemente disminuyan los dos tipos de agua, que sería lo que encajaría con nuestros resultados en T1 SE, DP SE, T2 FSE y T2 FSTIR. Por lo tanto, la explicación de estos resultados debería ser otra; quizá, como ya hemos señalado en el apartado correspondiente a la discusión para otras potenciaciones, podríamos pensar que el hecho de que los cortes sean más finos reduce el tamaño del vóxel y, por lo tanto, la IS promedio que se capta a partir de él, pero, por otra parte, al utilizarse una antena más pequeña y cercana a la superficie anatómica, se consigue captar mayor IS de cada vóxel (HELMS y col., 2011), con lo que, aunque en este caso no se puede calcular, puede que los dos procesos se compensen y esto tampoco explique esta menor IS media de los inmaduros sin lesión en relación a los maduros sin lesión. De cualquier forma, y nuevamente, como en otras potenciaciones vistas, tras analizarlo en detalle con los datos de que disponemos, no encontramos explicación lógica a la mayor IS de los maduros sin lesión en relación a los inmaduros sin lesión, más allá que el puro error estadístico que puede que tenga cabida, si pensamos en el gran intervalo de confianza obtenido en mencionado grupo de inmaduros sin lesión (gráfica 1, Figura 365).

Los tonos de gris, tanto el primario o principal como el secundario o minoritario, se ajustan a lo esperado en los animales maduros sin lesión y en los maduros con infosura; es decir, como fiel reflejo de las relaciones de IS en T2 FSTIR entre uno y otro grupo, trasladadas por los mecanismos habituales a tonos de gris en los píxeles (GIRARD y col., 1995; LÓPEZ-POVEDA, 2006), ambos son mayores en el grupo de animales maduros con infosura. Sin embargo, una vez más y como ocurría en T2 FSE, el grupo de animales inmaduros sin lesión se sale de lo esperado y, con un valor de IS sensiblemente menor que el de los otros dos grupos, presenta ambos tonos de gris mayores a los de los maduros sin lesión e, incluso, al de los maduros con infosura. Ya hemos dicho que no encontramos una explicación clara al hecho de que la IS del cuerpo del corion coronario sea sensiblemente menor en el grupo de inmaduros que en los otros dos, pero también señalamos que quizá no sea una cuestión relacionada con la concentración de agua libre, sino más bien con las diferencias en los procesos de obtención de las imágenes de este grupo y, si esto fuera así, deberíamos esperar que los resultados fueran similares, es decir, que la IS fuera menor en los inmaduros que en los otros dos grupos, cuando comparáramos otras estructuras de la extremidad en esta potenciación, como efectivamente hemos comprobado, por ejemplo, en el corion perióplico. Teniendo esto en cuenta, e independientemente de la causa por la que, en T2 FSE y en T2 FSTIR, la IS media del vóxel sea menor que en los otros dos grupos, cuando las IS de una imagen se mueven en un margen relativamente bajo, la ecuación por la que se traducen dichas IS a tonos de gris del píxel de la pantalla se ajustan automáticamente, por parte del equipo, para que dichas imágenes puedan ser interpretadas por el observador, adjudicando un mayor tono de gris a valores de IS más bajos, con lo que ésta puede haber sido, probablemente, la razón por la que los animales inmaduros sin lesión, presentando una IS media más baja que los grupos de maduros, hayan dado lugar a unos tonos de grises más elevados. Esto es lo que se denomina en la bibliografía conversión del valor IS del vóxel a tono de gris del píxel, mediante el **modo absoluto** aplicado a series de imágenes que se mueven en rangos muy diferentes de dichos valores de IS (GIRARD y col., 1995), (gráficas 2 y 3, Figura 365).

Los resultados para la heterogeneidad media en T2 FSTIR, aunque teóricamente, para una estructura como ésta que carece de tejido graso (MONTEIRO-RIVIERE, 1993; POLLIT, 1998, SÁNCHEZ-VALLE, 2008), no hay razones para que fueran diferentes de los de T2 FSE (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), arrojan un resultado que difiere

de la tendencia encontrada en el resto de potenciaciones estudiadas, en las que el grupo de animales maduros sin lesión superaba en heterogeneidad a los otros dos grupos valorados. En T2 FSTIR, no sólo los valores de la heterogeneidad son los mayores obtenidos para todas las potenciaciones estudiadas, sino que además, el grupo de animales inmaduros sin lesión supera ampliamente a los otros dos, y el valor medio de heterogeneidad de los maduros sin lesión y de los maduros con infosura, aunque todavía y siguiendo la norma general, es mayor en el primero de los grupos, difiere en muy poco, mientras que en las otras potenciaciones, incluida T2 FSE, esta diferencia es mucho más marcada. En todas las otras potenciaciones estudiadas en este trabajo, incluida T2 FSE, la inmadurez, pero sobre todo la infosura, parecen tener un efecto homogeneizante sobre la señal del cuerpo del corion coronario, sin embargo, en T2 FSTIR, sin razón teórica aparente (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), el efecto homogeneizante de la infosura debido a la difusión de agua libre parece ser mínimo, y los inmaduros sin lesión presentan el mayor grado de heterogeneidad de los tres grupos. Si partimos de la base de que el origen de la señal en T2 FSE y T2 FSTIR, en una estructura carente de tejido graso como el cuerpo del corion coronario, proviene principalmente, en ambos casos, del agua libre y la sangre intravascular estancada (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), no podemos interpretar estas diferencias de heterogeneidad más que como una consecuencia muy probable de una peor calidad general de la imagen en T2 FSTIR, lo que hemos venido observando para todas las estructuras que hemos analizado en este trabajo y que tampoco tiene base teórica más allá de que, como ya hemos señalado en otros apartados, los valores concretos asignados a los distintos parámetros de programación del equipo, para obtener esta variante de T2 SE, junto con las características intrínsecas del mismo equipo, la antena, etc., puedan haber tenido como consecuencia esta merma de calidad (gráfica 4, Figura 365).

El grosor medio en T2 FSTIR, a diferencia de la heterogeneidad, siguió el patrón que nosotros esperábamos desde el punto de vista teórico (gráfica 5, Figura 365); con lo que nos encontramos que el grupo de los inmaduros sin lesión, en el que las estructuras anatómicas poseen menor tamaño por tratarse de neonatos y potrillos muy jóvenes, el grosor medido en esta potenciación fue el menor de todos; el grupo de animales maduros sin lesión presentó un valor intermedio entre los otros dos y, finalmente, el grupo de maduros con infosura presentó el mayor valor; en estos últimos, en que

deberíamos suponer un cuerpo del corion coronario del mismo grosor que en el de maduros sin lesión, o quizá un poco adelgazado por la tracción (POLLIT, 2008b), debido a la existencia, en mayor o menor grado, de edema derivado de las probables microinflamaciones del proceso de reparación, o debido a la superior IS, consecuencia de una probable mayor concentración de agua libre, este cuerpo del corion coronario presentaría unos márgenes más distorsionados, con unos vóxeles periféricos que, por efecto del artefacto de volumen parcial (VILAR, 1991) darían lugar a píxeles con un tono de gris más similar al del resto de la estructura (GIRARD y col., 1995; LÓPEZ-POVEDA, 2006) y, como consecuencia, el observador que sitúa los márgenes de medida, los colocaría más hacia la periferia, aumentando así el grosor obtenido.

El valor del diámetro medio del grano, para aquellas imágenes en las que el cuerpo del corion coronario presentó textura granular, no deja de ser un parámetro misterioso que suponemos que se origina de una mezcla de factores, entre los que influye el tamaño de las estructuras así como su histología, además del tamaño del vóxel; sin embargo, sólo son suposiciones a las que nos llevan ciertos indicios que ya hemos comentado en otros apartados de este trabajo. De cualquier forma, el patrón observado en T2 FSTIR es el mismo, aunque varíen algo los valores medios para cada grupo, que el observado en T2 FSE, lo que, por otra parte, es perfectamente lógico, ya que teóricamente estas dos variantes de la potenciación T2 SE deberían dar iguales resultados en una estructura sin tejido graso en su composición (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000); es decir, el diámetro fue más pequeño en los inmaduros sin lesión, el mayor se obtuvo en los maduros sin lesión y se situó en un valor intermedio en los maduros aquejados de infosura. Nosotros ya hemos señalado, en cuanto a otras potenciaciones, que nos inclinamos a pensar que este diámetro del grano en los inmaduros tendería a ser menor, como consecuencia de una influencia combinada entre el menor tamaño de la estructura y el menor tamaño del vóxel programado para estas extremidades (menor grosor de corte); por otra parte, en los adultos con infosura, achacamos el menor diámetro de grano a que la señal del agua libre dispersa por el cuerpo del corion coronario, que elevó el tono de gris, y que enmascararía los límites del grano haciendo que sólo se midiera, por parte del observador, la zona central con un mayor tono, daría lugar a que la zona más periférica del grano se confundiera con la señal difusa de base que abarcaría toda la estructura (gráfica 6, Figura 365).

En relación a la textura de la imagen del área de corte del cuerpo del corion coronario en las imágenes potenciadas en T2 FSTIR, para los animales inmaduros sin lesión, encontramos, como en muchos otros casos estudiados en este trabajo, una correspondencia entre un mayor porcentaje de imágenes con textura granular y un mayor valor de heterogeneidad media; superando ampliamente a los otros dos grupos, en los que, aunque el grupo de maduros con infosura presenta un porcentaje de imágenes con textura granular ligeramente mayor que el grupo de maduros sin lesión, sin embargo, presenta una heterogeneidad media ligeramente menor. No obstante, ya hemos dicho en otras ocasiones que la heterogeneidad media procede de una observación general y subjetiva del individuo que valora la imagen y que, por lo tanto, actúan muchos otros factores sobre ella, aunque insistimos en que la textura influye bastante en esta percepción y, en muchos casos, de forma determinante (gráficas 7, 8 y 9, Figura 365).

6.1.2.3.E. COMPARACIÓN DE LOS VALORES MEDIOS DE LOS PARÁMETROS MEDIDOS, EN LAS DIFERENTES POTENCIACIONES, PARA EL CUERPO DEL CORION CORONARIO; ANÁLISIS ESTADÍSTICO INFERENCIAL DE LOS ASPECTOS CLÍNICOS MÁS IMPORTANTES DE LA IRM DEL CUERPO DEL CORION CORONARIO

E.1. Comparación de los valores medios

La gráfica de la Figura 367 resulta tremendamente ilustrativa para la comparación de las diferentes potenciaciones, y variantes de las mismas, estudiadas en este trabajo. En ella, se compara la IS de los diferentes grupos en las distintas potenciaciones, lo que, al final, es comparar el dato más objetivo de los que se han obtenido en este estudio de investigación; cosa que, a pesar de todo, sigue sin ser estrictamente objetiva, ya que el área delimitada a partir de la que el programa informático nos aporta el dato de IS media del vóxel, es delimitada por el observador y, por lo tanto, es susceptible de variar. Con esto, queremos decir que, pese a no ser un dato totalmente objetivo, quizá sea uno de los más objetivos que se puedan obtener del estudio de una imagen clínica de IRM, y eso se ve muy bien reflejado en esta gráfica, en la que se repite el mismo patrón de gradaciones de IS, de los diferentes grupos de animales, para las cuatro potenciaciones estudiadas. Además, cuando comparamos una potenciación con otra, vemos que todos los grupos presentan su mayor valor para la IS media en la potenciación DP SE, y en todos ellos también es la potenciación T1 SE la que presenta el segundo mayor valor; a bastante distancia se encuentran los valores de las dos variantes de la potenciación T2,

que son muy similares entre ellos. Estos resultados encajan perfectamente con los argumentos que hemos venido discutiendo para otras estructuras, y en cuanto a esta misma, cuando analizábamos potenciación por potenciación pero, si cabe, aquí se observa más claramente. Partiendo de la base de que las diferencias entre grupos, dentro de cada potenciación, ya las hemos discutido en apartados anteriores, con lo que ya hemos visto las posibles razones que pueden dar lugar a que, en todos los casos, los valores de IS, de menor a mayor, sigan el orden: inmaduros sin lesión, maduros sin lesión y maduros con infosura; entraremos pues, a detallar las posibles causas de las diferencias entre las distintas potenciaciones estudiadas, de las que ya hemos ido dando alguna pincelada en apartados anteriores. Si asumimos que la sangre intravascular estancada, que según la bibliografía consultada daría lugar a alta IS en todos los casos analizados aquí (DENOIX y col., 1996; KLEITER y col., 1999; KOTANI y col., 1999; HEVESI y col., 2004; LATORRE y col., 2006;), genera una IS similar en las cuatro potenciaciones, hecho que no podemos asegurar ya que no hemos encontrado dato alguno al respecto, las diferencias, asumiendo que se trata de una estructura sin tejido graso como tal (MONTEIRO-RIVIERE, 1993; POLLIT, 1998, SÁNCHEZ-VALLE, 2008), deberían asentarse principalmente en la concentración de agua, libre o ligada (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000). Partiendo de esta presunción, es lógico que en DP SE se obtengan los resultados de IS media del vóxel más altos, ya que, en esta potenciación, la señal recogida por la antena proviene tanto de los H^+ del agua ligada como de los del agua libre, e incluso, de los de cualquier otra molécula que sean capaces de entrar en resonancia (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000). En T1 SE, se recogería menos señal que en DP SE porque, en ausencia de tejido graso, la señal recogida proviene principalmente de los H^+ del agua ligada a moléculas, que sumarán obligatoriamente un menor número que los que generan señal en DP SE, como acabamos de exponer. El hecho de que en T2 FSE y T2 FSTIR, la señal recogida provenga, en ausencia de tejido graso también para T2 FSE, principalmente de los H^+ del agua libre (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), explica, por la misma razón que en T1 SE, la menor IS cuando lo comparamos con DP SE. Sin embargo, cuando comparamos estas dos variantes de T2 SE con T1 SE, la razón de la diferencia de IS, a favor de esta última potenciación, hay que achacarla obligatoriamente a una mayor concentración de H^+ pertenecientes al agua ligada que al agua libre, lo que podría ser una regla general para todas las estructuras de la extremidad equina (y que parece ser la tendencia general observada, sobre todo en animales sin lesión, en las diferentes

estructuras estudiadas en este trabajo), o simplemente podría darse sólo en los casos de estructuras con alto metabolismo sintético, como es el caso, debido a la mayor cantidad de sustratos, enzimas y productos; en cualquier caso, esto necesitará estudios adicionales a este que nos ocupa. Finalmente, el resultado tan similar entre T2 FSE y T2 FSTIR es totalmente coherente ya que, en esta estructura carente de tejido graso, la señal recogida por ambas variantes de T2 SE, teóricamente, debería ser idéntica (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000).

En cuanto a los tonos de gris, tanto el principal o predominante como el secundario o minoritario, y teniendo en cuenta que las diferencias entre grupos de animales dentro de cada potenciación ya las hemos analizado y discutido en apartados anteriores, analizaremos aquí las diferencias entre potenciaciones, de las que también hemos ido adelantando alguna pincelada previamente. Si observamos los resultados de cada potenciación como un bloque, podemos observar que el tono de gris, se ajusta bastante a los resultados obtenidos para la IS, aunque, a los ojos del observador, vemos que hay menos diferencia entre los tonos de gris primario de DP SE y T1 SE que lo que cabría esperar, en función de las diferencias de IS entre esas mismas potenciaciones. Este es un dato muy subjetivo porque, aunque sigamos una escala preestablecida de 16 tonos, si no se hace mediante un programa informático, el resultado podría variar bastante, en función del observador, e incluso, con el uso de un programa informático, el tono puede que no se ajustara siempre a la IS de manera exactamente proporcional, debido a las variables que entran en juego cuando se pasa la IS del vóxel al tono del píxel, y que se utilizan para mejorar la visualización y comparación de estructuras en las imágenes, cuando las IS de dos series diferentes difieren en gran medida (GIRARD y col., 1995; LÓPEZ-POVEDA, 2006). Sin embargo, la percepción de los tonos de gris es la herramienta con la que normalmente el clínico realiza su análisis y diagnóstico, y es por eso por lo que, aún con estas limitaciones, intentamos aumentar la objetividad de la percepción y descripción de estos tonos de gris, confinándolos a una escala y unos valores distinguibles por el ojo humano y que, como vemos en estos resultados, aumentan mucho la precisión de las descripciones en comparación con los adjetivos utilizados, en la gran mayoría de los trabajos publicados sobre IRM, tales como híper, iso o hipointenso, o incluso con los de alta, baja o media intensidad (Figura 367 y Figura 368).

Atendiendo a la heterogeneidad, ya hemos dicho en multitud de ocasiones en este trabajo que se trata de un parámetro conceptualmente complejo que, en resumen, representaría la impresión general percibida por el observador a partir del área en estudio, y que se intenta estandarizar mediante una escala, con lo que, al final, obtenemos valores numéricos que podemos comparar, pero que siempre hemos de analizar con precaución por su alto grado de subjetividad; no obstante, ya hemos señalado que, hasta ahora, la subjetividad tiene un alto grado de presencia en todas las descripciones de los trabajos sobre IRM consultados por nosotros, por lo que la advertencia de que se analice con precaución no quiere decir que no tenga valor científico o clínico. Dicho esto, cuando comparamos entre potenciaciones, y dejando nuevamente a un lado las diferencias entre grupos dentro de cada potenciación, que ya se han discutido en otros apartados, vemos que la impresión general es que la potenciación DP SE es la más homogénea, y esto no carece de sentido, ya que el hecho de que más H^+ , y pertenecientes a una mayor variedad de moléculas, generen señal detectable, hace que dicha señal, teóricamente, esté más repartida en los vóxeles en estudio y, por lo tanto, la heterogeneidad de dicha IS disminuya. Por esta misma razón, si asumimos por lo dicho en relación a la IS de las diferentes potenciaciones, que los H^+ del agua ligada son más abundantes que los del agua libre, y presumimos que se encuentran dispersos de manera bastante homogénea en la estructura, es lógico que la heterogeneidad de T1 SE sea algo mayor que la de DP SE pero menor a la de las dos variantes de T2 SE. En el caso de T2 FSE y T2 FSTIR, hemos comentado en numerosas ocasiones a lo largo de este estudio que, por alguna razón que desconocemos, quizá relacionada con el equipo y los parámetros de obtención de imagen, su calidad general está mermada en relación a T1 SE o DP SE; posiblemente por esto, unido a que los H^+ del agua libre sean menos numerosos y favorezcan que, en algunos vóxeles, no lleguen a generar IS suficiente, probablemente haya contribuido a su mayor heterogeneidad media. Por otra parte, la menor calidad general observada en nuestras imágenes para la variante T2 FSTIR, es lo que, desde nuestro punto de vista, ha causado la diferencia de heterogeneidad media en relación a T2 FSE, ya que, teóricamente, en el cuerpo el corion coronario, la señal en ambas debería ser la misma (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000) (Figura 369).

Observando los resultados obtenidos para el parámetro grosor del cuerpo del corion coronario, y dejando nuevamente aparte la comparación de los mismos entre

grupos de animales dentro de una misma potenciación, ya que esto se ha analizado y discutido en apartados anteriores, diremos que la comparación entre potenciaciones diferentes da valores bastante dispares entre grupos distintos; es decir, no se parece mucho el resultado de los maduros sin lesión el de los maduros con infosura, por ejemplo; sin embargo, si se analizan los resultados como un bloque para cada potenciación, en DP SE, el grosor es superior al del resto de potenciaciones, seguido del medido en T1 SE que es ligeramente inferior, pero superior al de las variantes de T2. Dentro de estas variantes de T2, la tendencia en conjunto no está muy clara y las diferencias se establecen más bien entre grupos de animales que en conjunto; esto concuerda con la idea, expuesta ya en otros apartados de este estudio, de que, aunque el grosor de la estructura es obviamente el mismo en las diferentes potenciaciones, hay factores que hacen que el observador sitúe los límites, desde los que se realiza la medida, en diferentes posiciones según el tipo de potenciación que posea la imagen que valora. Las posibles razones que se nos ocurren para explicar esta situación son: o bien que hay determinadas capas celulares periféricas que, por su naturaleza, dan lugar a una IS parecida al resto de la estructura en unas potenciaciones y, sin embargo, en otras dan lugar a otra IS muy diferente, con lo que el observador las incluiría en el grosor en unos casos y en otros no, o bien que, simplemente en algunas potenciaciones, el hecho de que la estructura tenga una mayor IS, tenga como consecuencia que los vóxeles periféricos, sobre todo cuando se sitúan al lado de regiones muy hipointensas en relación a la estructura a medir, por efecto del artefacto de volumen parcial (VILAR, 1991), eleven la IS y hagan que el observador las incluya en el grosor a medir, mientras que, en otras potenciaciones en las que la estructura dé lugar a una menor IS, estos vóxeles periféricos den lugar a un píxel mucho más oscuro y el observador los excluya en la medición del grosor de dicha estructura. La primera de estas razones expuestas, creemos que podría ser la causa de ciertas diferencias encontradas en otras partes anatómicas como el cartílago articular, acerca de las que ya hemos publicado con anterioridad a este trabajo, ya que éste posee capas histológicas claramente diferenciadas (FERNÁNDEZ-ROMOJARO y col., 2009 y 2014); no obstante, en el caso del cuerpo del corion coronario, como ya hemos argumentado cuando comparábamos grupos de animales dentro de la misma potenciación, creemos que la causa de las diferencias de grosor debe asentarse más bien en la segunda de las opciones expuestas, es decir, consideramos que, probablemente, las diferencias de grosor se deban a las diferencias de IS general de la estructura. Esto concuerda con nuestros resultados, ya que en DP SE, es en la

potenciación que se obtuvo una mayor IS y un mayor grosor, si consideramos los resultados de forma conjunta, y de la misma manera, en T1 SE, se obtuvo una IS algo menor que en DP SE y superior que en las variantes de T2 SE, que entre ellas no tenían una diferencia de IS muy clara, con lo que se reflejaría bastante bien el resultado obtenido para el grosor (Figura 370).

El diámetro medio del grano de las imágenes con textura granular, a diferencia de los otros parámetros estudiados mediante la comparación de potenciaciones diferentes, no parece tener tendencias claras; no obstante, como ya se ha dicho en el apartado de resultados, sí que parece que, entre las dos variantes de T2, aparece ligeramente superior en T2 FSTIR y que, aunque no tenemos datos para todos los grupos en DP SE, parece que la tendencia es a que el diámetro sea un poco mayor en esta potenciación que en T1 SE y que, a su vez, en estas dos potenciaciones sea levemente superior al de las variantes de T2. Sin embargo, esto es un poco complicado de encajar dentro de los argumentos que hemos utilizado para intentar explicar las diferencias halladas entre los distintos grupos, ya que una de las razones que hemos esgrimido es el hecho de que, en grupos similares en cuanto a tamaño de las estructuras e idénticos en cuanto a tamaño del vóxel, como son los adultos sin lesión y los adultos con infosura, cuando la IS de la estructura era más alta, y además se suponía que lo era de forma difusa debido al agua presente, ya fuera ligada, libre o ambas en conjunto, elucubrábamos con el hecho de que esta mayor IS difusa enmascarara los límites de los granos de señal, haciendo que el observador valorara sólo la zona central más intensa y los estimara más pequeños que en otras potenciaciones en que la IS difusa fuera menor y, en apariencia, el grano se observara más grande. Sin embargo, toda esta teoría se desmorona cuando observamos los resultados expuestos en la Figura 371, ya que, al revés de lo esperado, en las variantes de la potenciación T2 SE, en las que la IS era menor que en las otras dos potenciaciones, el diámetro medio del grano, considerado en conjunto, es menor, con lo que no parece que esta IS difusa juegue el papel que le asignábamos.

E.2. Análisis estadístico inferencial

Como ya hemos adelantado en el apartado de resultados, en el caso del cuerpo del corion coronario, al igual que para el corion perióplico y el periople, hemos estimado, como de mayor significación clínica, la comparación entre los grupos de maduros sin lesión y maduros afectados por la infosura, ambos con FOV 512, para el parámetro de

IS medida con la herramienta de Osiris 4.19® que, por otro lado, además, es el parámetro obtenido con un criterio más objetivo.

E.2.1. Maduros sin lesión frente a maduros con infosura

E.2.1.1. T1 SE

La mayor media de IS del cuerpo del corion coronario de los equinos maduros afectados por la infosura, en relación a los maduros sin lesión, es estadísticamente significativa para esta potenciación; lo que, en una estructura como ésta, que carece de tejido graso (MONTEIRO-RIVIERE, 1993; POLLIT, 1998, SÁNCHEZ-VALLE, 2008) que es el que generaría una mayor IS en T1 SE (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), nos empuja a pensar que debe haber diferencias, para estos dos grupos, en la proporción de agua ligada o en la cantidad de sangre intravascular estancada, que son otros de los orígenes teóricos de una alta IS en dicha potenciación (GILI, 1993; DENOIX y col., 1996; KLEITER y col., 1999; COUSSEMENT, 2000; HEVESI y col., 2004). Sin embargo, si concediéramos el protagonismo de la mayor IS de los animales con infosura a la sangre intravascular estancada, estaríamos asumiendo que en este tipo de animales, el cuerpo del corion coronario presenta un mayor aporte vascular o, al menos un mayor estasis sanguíneo, lo que, teniendo en cuenta la etiopatogenia de la infosura y que los animales estudiados aquí llevaban, al menos, afectados más de una semana, y teniendo en cuenta también que los cambios vasculares que se producen en el corion coronario debido a la rotación y descenso del tejuelo (POLLIT, 1998b, 2000, 2000b, 2003, 2008, 2008b y 2008c; PEREYRA y SÁNCHEZ, 2011) conducen a un considerable compromiso de la circulación sanguínea, las diferencias vasculares entre estos dos grupos de animales, a lo que deberían conducir, teóricamente, en todo caso, sería a una mayor IS de los maduros sin lesión, que es justo lo contrario del resultado obtenido. Asumiendo todo esto, parece que lo lógico es pensar que la razón por la que los animales aquejados de infosura presentan mayor IS en el área del cuerpo del corion coronario se fundamenta en que hay una mayor concentración de H⁺ pertenecientes a agua ligada (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000). El origen de esta mayor concentración de agua ligada, a nuestro modo de ver, estaría relacionado con la concurrencia de mecanismos de reparación similares a los que se han detectado en otros procesos patológicos en los que, compromisos vasculares también de origen mecánico, producirían microinflamaciones localizadas (POLLIT, 2000). Estas microinflamaciones

causarían un aumento de la permeabilidad vascular localizada, conduciendo a una extravasación de agua, moléculas de diversa naturaleza, células, etc. (PRYDE 2009) que, finalmente, tendrían como consecuencia un aumento del agua en la zona, tanto ligada como libre; con lo que, debido este aumento de agua ligada, aumentaría la IS del cuerpo del corion coronario de los animales maduros afectados de infosura, en relación con la IS de esta estructura para los animales maduros sin lesión en la zona.

E.2.1.2. DP SE

La mayor media de IS del cuerpo del corion coronario de los equinos maduros con infosura, en relación a los maduros sin lesión, no es estadísticamente significativa para esta potenciación; sin embargo, nosotros creemos que esto pueda deberse a un número de datos insuficiente ya que, siguiendo el análisis de las causas posibles de la diferencia estadística en T1 SE para estos dos grupos, lo coherente es que, en DP SE, el aumento de la permeabilidad vascular y la mayor concentración de agua en la zona del cuerpo del corion coronario de los animales maduros afectados de infosura, aumente también la señal promedio del vóxel recogida del por la antena, ya que, en esta potenciación, todo H^+ capaz de entrar en resonancia daría lugar a una señal detectable (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), incrementando dicha IS media.

E.2.1.3. T2 FSE

La mayor media de IS del cuerpo del corion coronario de los equinos maduros con infosura, en relación a los maduros sin lesión, no es estadísticamente significativa para esta potenciación; no obstante, basándonos en el análisis de las causas posibles expuesto para T1 SE, al igual que en esa potenciación y en DP SE, si asumimos como cierto que existe un aumento de la permeabilidad vascular y, por ende, un aumento de la extravasación de líquidos, moléculas y células, no es lógico pensar que sólo aumente el agua ligada y no lo haga la porción de agua libre. Por lo tanto, creemos que, el hecho de que la diferencia de IS a favor de los animales maduros con infosura en T2 FSE no sea estadísticamente significativa, muy probablemente se deba a que, en este estudio de investigación, hemos dispuesto de un número insuficiente de datos.

E.2.1.4. T2 FSTIR

La mayor media de IS del cuerpo del corion coronario de los equinos maduros afectados por la infosura, en relación a los maduros sin lesión, no es estadísticamente significativa para esta potenciación; debido a la similitud de ésta con T2 FSE, de la que sólo se diferencia teóricamente en la señal recogida a partir del tejido graso (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000), del cual carece el cuerpo del corion coronario (MONTEIRO-RIVIERE, 1993; POLLIT, 1998, SÁNCHEZ-VALLE, 2008), creemos también aquí que, por las mismas razones expuestas en el apartado anterior para T2 FSE, probablemente, la mayor IS de esta estructura en el grupo de animales maduros con infosura no es estadísticamente significativa debido al número insuficiente de datos obtenidos y analizados en este estudio.

Finalmente, podemos decir que, a la luz de los resultados de la IS, obtenidos a partir de las imágenes de RM, para las potenciaciones convencionales utilizadas en nuestro estudio, en los animales aquejados de infosura, el cuerpo del corion coronario presenta cambios compatibles con un aumento del agua ligada; no obstante, también a la luz de estos resultados y por analogía con los obtenidos para el corion perióplico, aunque no tiene la sustentación de la significación estadística, tenemos la firme sospecha de que también hay un aumento del agua libre y de la concentración total de H^+ capaces de entrar en resonancia en dicha estructura.

6.1.2.4. CONSIDERACIONES FINALES

A lo largo de este estudio, hemos visto que la utilización de las potenciaciones y variantes T1 SE, DP SE, T2 FSE y T2 FSTIR, y el análisis combinado de las imágenes resultantes, proporcionan un amplio abanico de información acerca de la forma y las características histoquímicas de las estructuras anatómicas y los procesos patológicos de la extremidad equina, de tal forma que creemos que representan una alternativa sólida para la estandarización de la exploración mediante la IRM.

También hemos observado que estas diferentes potenciaciones básicas y variantes de las mismas, y por extensión cualquiera que se utilice en IRM, proporcionan imágenes que, de forma combinada, nos aportan dos tipos de información: una solapada, que implica idéntica información a partir de imágenes con diferente potenciación, y otra complementaria, que supone datos diferentes a partir de imágenes potenciadas de distinta manera; por ello, si en la exploración clínica no es posible obtener imágenes en todas estas potenciaciones y variantes, deberíamos escoger aquellas que aporten más información complementaria y menos solapada.

A su vez, basándonos en nuestros resultados, podemos afirmar que del análisis de una imagen obtenida mediante resonancia magnética derivan dos tipos de información: objetiva y subjetiva, ambas difíciles de separar con precisión por estar fuertemente interrelacionadas, y ambas necesarias para la correcta interpretación clínica; por ello, es imprescindible objetivar y estandarizar, en la mayor medida posible, la información subjetiva para unas mejores interpretación de los datos y transmisión del conocimiento. Opinamos que la descripción de la imagen mediante resonancia magnética de un área o estructura con los clásicos términos de hiper, iso o hipointenso, o, sobre todo, de alta, media o baja intensidad de señal, es inapropiada para la comparación y transferencia de resultados, debido al hecho de que un mismo tono de gris puede corresponder a rangos muy diferentes de intensidades de señal recogidas, por lo que, para este parámetro, deberíamos referirnos a un tono o rango de tonos de grises concretos, según una escala estándar previamente establecida, tal y como hemos hecho nosotros en este estudio, con lo que, además, se podrán precisar más los grados de diferencia observados.

Además, en la actualidad hay muy pocos procesos patológicos que se puedan diagnosticar con imagen mediante resonancia magnética a partir de un dato puramente

objetivo, y la mayoría depende de la interpretación subjetiva del clínico; con lo que, para objetivar con la máxima precisión esta interpretación, vuelve a ser necesario avanzar en las calificaciones comunes de hiper, iso o hipointenso, o de alta, media o baja intensidad de señal, y pasar a describir las estructuras y sus lesiones mediante fórmulas como las propuestas aquí, que incluyen la intensidad de señal media, los tonos de gris, la heterogeneidad, la textura y, si procede, el diámetro del grano y las medidas totales. No obstante, las variaciones de IS no siempre se ven reflejadas como variaciones de tonos de gris apreciables para el observador, por eso hay que tener cuidado, ya que los cambios histoquímicos de los tejidos sí se ven reflejados en cambios de IS, pero puede que estos últimos no sean de una magnitud suficiente como para que sean detectados por el observador como diferencias de los tonos de gris. No en vano, en las estructuras anatómicas estudiadas en este trabajo, los procesos patológicos causaron alteraciones morfológicas en algunos casos pero, en todos ellos, dieron lugar a alteraciones en la señal de IRM en una o más de las potenciaciones utilizadas; sin embargo, éstas no siempre se pudieron identificar mediante la observación directa de la imagen y, en ocasiones, dichas variaciones de señal sólo se pudieron determinar analizando el valor de IS media de área proporcionado por el equipo de RM. Por otra parte, la objetividad y la precisión de esta IS media pende de un hilo, ya que la medición de la misma, recogida a partir de la unidad de volumen o vóxel por parte del programa de análisis, pese a ser el dato más objetivo de los obtenidos en este trabajo, requiere de la selección previa de un área de estudio y, al seleccionar ésta, el hecho de tener una estructura adyacente con una intensidad de señal muy diferente, puede hacer que unos pocos vóxeles sufran un fuerte artefacto de volumen parcial en la zona limítrofe y alteren significativamente el resultado global; con lo que dicha intensidad de señal media podría ser mucho mayor o menor de lo esperable para el tono de gris que se aprecia en el conjunto de esta área.

Muy relacionado con esta última apreciación está el hecho de que los tamaños y grosores de las estructuras, sobre todo si se trata de finas capas, como por ejemplo el cuerpo del corion coronario, pueden verse afectados, además de por un engrosamiento real de la anatomía, por un aumento de la IS, que hace que el observador, que debe precisar los puntos de medida, los sitúe más o menos en la periferia, debido a la distorsión de los límites que produce el artefacto de volumen parcial en los mismos; con lo que, idéntica estructura puede dar lugar a tamaños o grosores diferentes, según la

potenciación en la que se valore; no obstante, también hay que considerar que no se puede descartar, *a priori*, que puedan existir zonas periféricas de la misma que produzcan señal, o no, según el tipo de potenciación, debido a la existencia de un tejido u otro, y que también pueden influir en las localizaciones que el observador establezca como límites.

Como consideración final de este último apartado de la discusión, hemos de exponer ciertas apreciaciones acerca de la calidad de las imágenes de IRM; a este respecto, diremos que, teniendo en cuenta todos nuestros resultados de forma conjunta, bajo las condiciones y parámetros de obtención de imagen y con el equipo utilizados en este estudio, hemos podido constatar que la calidad anatómica y diagnóstica no fue siempre la misma; sino que varió de tal manera que aquellas imágenes obtenidas mediante una matriz 256; 0; 0; 128 y FOV 256 presentaron una calidad muy inferior a aquellas con matriz 0; 320; 256; 0 y FOV 512. Esto puede deberse, entre otras cosas, a que las imágenes con matriz 256; 0; 0; 128 y FOV 256, en relación a aquellas con matriz 0; 320; 256; 0 y FOV 512, tendían a magnificar las medidas obtenidas en mayor grado cuanto menor tamaño real tiene la estructura en cuestión, y dan lugar a medidas de intensidad de señal media más variables, existiendo una menor correlación de dicha intensidad de señal con el tono o tonos de gris observados; sin embargo, el aspecto de su señal es más homogéneo y presentan un menor ruido.

Por otra parte, las imágenes obtenidas a partir de las extremidades de neonatos o potrillos de muy corta edad superaron en calidad a la de los equinos mayores de cinco años, lo que hemos relacionado principalmente con las diferencias de hidratación, irrigación y composición histológica entre unos y otros, aunque tampoco podemos descartar del todo que no hayan influido las diferencias registradas en el modo de obtención de dichas imágenes en unos y otros.

Profundizando en el tema de las diferencias de calidad, también hemos observado que las imágenes obtenidas mediante las potenciaciones DP SE y T1 SE superaron ampliamente en calidad anatómica a las variantes T2 FSE y T2 FSTIR, de las que esta última presentó la menor de todas, siendo mayores las diferencias reales que las que corresponderían a las teóricas esperables entre estas dos variantes de T2 SE (GILI, 1993; COUSSEMENT, 2000); esto, probablemente, además de que quizá esté influido por mermas de calidad derivadas de los ajustes realizados para conseguir cada una de las

mencionadas variantes de T2 SE, se asentaría en gran medida en el hecho de que, según nuestros resultados, en T2 FSE, y sobre todo en T2 FSTIR, un gran número de las estructuras anatómicas presentes en la extremidad, incluidas las que hemos estudiado aquí, aparecen más oscuras y se distinguen peor unas de otras que en T1 SE o DP SE, merced a la menor IS que se recoge de ellas. No obstante, no hay que confundir calidad anatómica con calidad diagnóstica, y aunque, si bien es cierto que están relacionadas, ya que normalmente el hecho de distinguir mejor la anatomía ayuda, entre otras cosas, a precisar la localización de la lesión, en IRM, el hecho de distinguir dicha anatomía, como se ha podido comprobar en algunos de los casos de este estudio, dependiendo de qué potenciación y qué proceso patológico se trate, no asegura poder detectar la lesión. De esta manera, podemos decir que, en cuanto a calidad diagnóstica, las diferencias entre potenciaciones y variantes de las mismas no están tan claras, ya que se ven muy condicionadas por la naturaleza del proceso patológico y por las estructuras afectadas.

Muy relacionado con la mencionada calidad diagnóstica de la imagen obtenida mediante RM está el hecho de que, basándonos nuevamente en el conjunto de las observaciones y resultados obtenidos en este estudio de investigación, entendamos que no todos los planos de corte poseen la misma aptitud a la hora de valorar unas u otras estructuras, por lo que como punto final de este apartado diremos que, en función de la estructura a explorar, si no es factible obtener imágenes en los tres planos principales del espacio, se deberían elegir preferentemente aquellos que presenten una mayor probabilidad de generar imágenes útiles.



PROYECTOS DE FUTURO



7. PROYECTOS DE FUTURO

El futuro de la IRM como método de diagnóstico de los procesos patológicos asentados en la extremidad equina pasa, obligatoriamente, por una progresiva difusión a los grandes centros y hospitales veterinarios públicos y privados, y con el tiempo, por una segunda fase de adquisición de portabilidad en un grado suficiente como para ser utilizado en clínicas veterinarias de menor entidad e, incluso, a nivel de campo, en clínica ambulante; progresión que ya hemos observado en otros medios imagiológicos como la radiografía o la ultrasonografía.

El uso masivo y la difusión de la técnica requiere, además de la evolución del diseño y la reducción del precio y los costes de mantenimiento, de la rentabilización de la inversión mediante la obtención de imágenes de calidad y fácilmente interpretables mediante criterios suficientemente objetivos, lo que, a día de hoy, no es tan sencillo, ya que faltan estudios que, como éste, empiecen, tímidamente, a marcar una línea de estandarización que facilite al clínico la obtención seriada y repetible las imágenes, así como su posterior interpretación.

Esta línea de estandarización de la obtención, descripción e interpretación de las imágenes de IRM debe dar lugar, de manera indiscutible, a la elaboración de atlas anatómicos y patológicos que presenten sus imágenes en las potenciaciones y variantes de las mismas establecidas como estándares. Además, teniendo en cuenta nuestros resultados, no todos los planos de corte poseen la misma aptitud a la hora de valorar unas u otras estructuras, por lo que, en función de la estructura a explorar, si no es factible obtener imágenes en los tres planos principales del espacio, se deben elegir preferentemente aquellos que presenten una mayor probabilidad de generar imágenes útiles, y la identificación de estos planos ha de hacerse a partir de estudios como el presente, en el que se han determinado los más adecuados para la piel, el periople, el corion perióplico y el corion coronario. De esta manera, los futuros tratados sobre la IRM de la

extremidad equina han de concretar también los planos de corte más adecuados según la estructura a explorar, y mediante este estudio se intenta abrir camino en ese sentido.

Sin embargo, la estandarización no es un problema menor en un método de exploración tan complejo como es la IRM, que es capaz de aportar tanta información diferente y con semejante sensibilidad, e indefectiblemente, si no ponemos coto a este campo, encontraremos un abanico tan amplio de posibilidades que la eficacia de dicha exploración, desde el punto de vista de los clínicos como colectivo, se verá muy mermada debido a la altísima especialización requerida, y a la carencia de estudios y publicaciones suficientes para cada una de las posibles variantes existentes en la obtención de dicha imagen. Los trabajos que encontramos al respecto utilizan variantes de potenciaciones excesivamente diversas, cuyos resultados son complicados de trasladar a futuros estudios de campo, que, lógicamente, debido a la naturaleza del equipo y, posiblemente, a la necesariamente limitada especialización del clínico, verán mucho más restringida la oferta de potenciaciones y variantes de las mismas que se puedan obtener con una calidad diagnóstica suficiente, y cuya información sea fácilmente interpretable *in situ*.

En nuestro trabajo, la utilización de **las potenciaciones y variantes T1 SE, DP SE, T2 FSE y T2 FSTIR**, y el análisis combinado de las imágenes resultantes, proporcionó un amplio abanico de información acerca de la forma y las características histoquímicas de las estructuras anatómicas y los procesos patológicos de la extremidad equina, de tal forma que, desde nuestro punto de vista, representan una alternativa sólida para la estandarización de la exploración mediante la IRM; por lo que, **deberían utilizarse para elaborar un mapa de referencia con el que ayudar al diagnóstico clínico y la investigación futuros.**

No obstante, aún consiguiendo delimitar las potenciaciones y sus variantes aconsejables para la exploración de la extremidad equina, así como los planos de corte, aún tendremos que afrontar, para el desarrollo y

expansión futuros de la técnica, el problema de la falta de estandarización en la descripción de las imágenes y los hallazgos encontrados en ellas, ya que del análisis de una imagen obtenida mediante resonancia magnética derivan dos tipos de información: objetiva y subjetiva, ambas difíciles de separar con precisión por estar fuertemente interrelacionadas, y ambas necesarias para la correcta interpretación clínica; por ello, es imprescindible objetivar y estandarizar, en la mayor medida posible, la información subjetiva para la mejor interpretación de los datos y transmisión del conocimiento.

Esto hace que, en la actualidad, además de con el mencionado problema de la diversidad en la naturaleza de los estudios de IRM en la extremidad equina, que dificulta la interpretación, nos encontremos con un grave problema en cuanto a la repetibilidad y precisión de la descripción de los resultados obtenidos, lo que hace que se intente, en numerosas ocasiones, plasmar el resultado mediante una o varias imágenes, lo que, aunque muy gráfico, no siempre es posible y, la mayor parte de las veces, incluso induce a error, ya que el verdadero resultado es un conjunto de posibilidades derivado del análisis de muchas imágenes diferentes, que no siempre coinciden en todas las características o aportaciones con las que se plasman en la publicación; por lo tanto, necesariamente hemos de establecer un sistema de descripción más preciso y eficaz para las imágenes de IRM.

Al tenor de lo anterior, diremos que, basándonos en la extensa revisión bibliográfica realizada aquí, junto con los resultados obtenidos, podemos decir que, en la actualidad, hay muy pocos procesos patológicos que se puedan diagnosticar con IRM a partir de un dato puramente objetivo, y la mayoría depende de la interpretación subjetiva del clínico; con lo que, para objetivar con la máxima precisión esta interpretación, es necesario avanzar en las calificaciones comunes de hiper, iso o hipointenso, o de alta, media o baja intensidad de señal, y pasar a describir estructuras y lesiones mediante fórmulas como las propuestas en este estudio, que incluyen la intensidad de señal media, los tonos de gris, la heterogeneidad, la textura y, si procede, el diámetro del grano y las medidas totales.

Como síntesis de todo lo anterior, podemos decir que los proyectos de futuro que emanan de este trabajo de investigación pasan por la necesaria elaboración de tratados y atlas anatómicos y patológicos, basados en imágenes obtenidas mediante las potenciaciones y variantes de las mismas T1 SE, DP SE, T2 FSE y T2 FSTIR, en los que, para la descripción de la anatomía y de los hallazgos asociados a los procesos patológicos, se utilicen parámetros y sistemáticas de objetivación de los mismos iguales o muy similares a los propuestos por nosotros; todo esto requiere que, a corto y medio plazo, se elaboren estudios como el presente para el resto de estructuras anatómicas de la extremidad equina que no se han podido incluir en éste proyecto.

Con esta finalidad enumeraremos a continuación los diferentes puntos que pretendemos abordar en el futuro para conseguir este objetivo, con el fin de proporcionar al clínico las herramientas necesarias para la obtención e interpretación sencillas y eficaces de la IRM del equino en general y de sus extremidades en particular:

- 1. Realizar, en primera instancia, un estudio igual o muy similar al presente para la sangre estancada, con el fin de poder discriminar si ésta influye de manera diferente o similar en la IS recogida para las potenciaciones y variantes T1 SE, DP SE, T2 FSE y T2 FSTIR, y facilitar de esta manera la interpretación de los cambios de dicha IS ante la existencia o no de procesos patológicos; este punto es prioritario a causa de que, en toda la bibliografía consultada, la sangre intravascular estancada se describe como de alta intensidad de señal, razón por la que nosotros hemos utilizado el supuesto de que la IS de dicha sangre es similar para todas las potenciaciones y variantes de las mismas utilizadas aquí; sin embargo, es necesario ratificar o desmentir este punto para reafirmarnos o no en alguno de los resultados y conclusiones obtenidas, así como para aumentar la fiabilidad de las conclusiones de estudios futuros.*

- 2. Extender el tipo de estudio llevado a cabo en este trabajo a todas las estructuras de la extremidad equina, una vez valorada adecuadamente la influencia de la sangre intravascular estancada; abarcando huesos, tendones, ligamentos, músculos, articulaciones, etc., de manera que podamos aportar una descripción detallada de la anatomía de las mismas, en las potenciaciones y variantes de las mismas elegidas para la estandarización de la obtención de la IRM, es decir, en T1 SE, DP SE, T2 FSE y T2 FSTIR, teniendo en cuenta tanto a los adultos como a los potrillos en distintas etapas de su crecimiento.**
- 3. Someter a estudio, con equipos de bajo campo magnético, mediante las potenciaciones y variantes de las mismas utilizadas en este trabajo, al mayor número posible de extremidades para cada entidad patológica, empezando por las más comunes y de mayor importancia clínica y abarcando poco a poco la mayor parte del amplio abanico de posibilidades existente, teniendo en cuenta tanto a los adultos como a los potrillos en distintas etapas de su crecimiento.**
- 4. Establecer y publicar, para cada estructura y proceso patológico asentado en la extremidad equina, una descripción lo más precisa, objetiva, sencilla y completa posible, basada en los parámetros de objetivación de la descripción utilizados en nuestro estudio.**
- 5. Diseñar, proponer y realizar estudios de investigación para profundizar en el perfeccionamiento de los parámetros de objetivación de la descripción de las imágenes, de tal manera que podamos aumentar su repetibilidad con independencia del observador, y así ganar fiabilidad en la utilidad y eficacia de los mismos. Esta investigación ha de centrarse principalmente en ahondar en las escalas numéricas o clasificaciones cualitativas de cada parámetro, y en conseguir diseñar programas informáticos que faciliten la asignación de los valores numéricos o las**

adjetivaciones de los diferentes parámetros a partir de una imagen concreta en la pantalla del equipo; intentando relegar sólo a la descripción superficial, y no para ámbito científico y de investigación, términos tan imprecisos y de uso tan extendido actualmente como los habituales de hiper, hipo e isoíntenso o de alta, media o baja intensidad de señal.

- 6. Trasladar las conclusiones y descripciones obtenidas en este trabajo, sobre piezas anatómicas o cadáveres, a los animales vivos sometidos a estudio mediante IRM, para lo que tendremos que repetir, a medio y largo plazo, estudios iguales o similares al presente para las mismas estructuras anatómicas y procesos patológicos sobre dichos individuos vivos.*
- 7. Ampliar este tipo de estudios acerca de la estandarización de la obtención y la descripción de la anatomía y los procesos patológicos al resto de estructuras situadas fuera de la extremidad equina, a medida que el diseño de los equipos lo vaya permitiendo.*
- 8. Finalmente, con todos los datos recogidos y analizados en los puntos anteriores, nos proponemos, como objetivo a largo plazo, elaborar un tratado de IRM sobre anatomía y patología del equino, en que se ofrezca el mayor número de imágenes representativas, tanto de la anatomía como de los procesos patológicos, mediante las potenciaciones y variantes T1 SE, DP SE, T2 FSE y T2 FSTIR; presentando, a la vez, una descripción detallada de cada estructura y proceso patológico mediante parámetros de objetivación iguales o similares a los presentados en este estudio; de tal manera que, además de indicar una sistemática de obtención de imágenes sencilla y útil, en la que se especifiquen las potenciaciones y planos estándar más adecuados para cada caso, dichas descripciones permitan abarcar, con precisión, todas las variaciones que las imágenes concretas publicadas no nos muestren adecuadamente.*



CONCLUSIONES



8. CONCLUSIONES

- 1. La combinación de las variantes de la potenciación T2 SE denominadas T2 FSE y T2 FSTIR, por un lado, y la combinación de las potenciaciones T1 SE y DP SE, por el otro, son las que proporcionan mayor información solapada y menor información complementaria; mientras que la combinación de T1 SE con T2 FSTIR proporciona una mayor información complementaria; las demás combinaciones se situarían en posiciones intermedias de solapamiento y complementariedad.***
- 2. En las imágenes obtenidas mediante la potenciación DP SE, los cambios en la IS son más difíciles de interpretar que en el resto de las potenciaciones, y variantes de las mismas, estudiadas en este trabajo, ya que, en ella, las diferencias detectadas en la señal recogida se deben, en principio, a variaciones en la cantidad total de protones H^+ presentes capaces de entrar en resonancia, mientras que, en T1 SE, T2 FSE y T2 FSTIR, las diferencias de IS son achacables a variaciones en la concentración de protones H^+ de formas moleculares más concretas, lo que ayuda a la interpretación.***
- 3. La información proporcionada por las imágenes obtenidas en cualquiera de las potenciaciones o variantes utilizadas en este estudio nunca se solapa totalmente con la de las demás; de tal manera que, cuando se renuncia a alguna de ellas, siempre se renuncia a parte de dicha información y, por lo tanto, siempre que sea posible, se debe intentar utilizar las cuatro alternativas en la exploración clínica; por esto, podemos afirmar que las diferentes potenciaciones***

básicas o convencionales se complementan de manera esencial, para poder interpretar y comprender la anatomía y los procesos patológicos de la extremidad equina, pues son pocas, y normalmente débiles, las interpretaciones y conclusiones que de ellas se derivan cuando se utilizan imágenes obtenidas mediante una sola.

- 4. En los estudios de RM realizados con los neonatos, generalmente, se obtienen imágenes de mayor calidad que con los adultos en todas las potenciaciones y variantes de las mismas estudiadas en este trabajo, y además, las relaciones de IS entre las diferentes estructuras de la extremidad varían sustancialmente en comparación con las del adulto, hecho compatible con un metabolismo, hidratación, vascularización, e incluso composición tisular, diferentes.*
- 5. Al menos para las diferentes estructuras y procesos patológicos analizados en este trabajo, la aptitud para la exploración clínica de las imágenes con matriz 256; 0; 0; 128 y FOV 256, probablemente debido a su menor resolución y mayor artefacto de volumen parcial, es mucho menor que la de aquellas obtenidas con una matriz de 0; 320; 256; 0 y FOV 512.*
- 6. Los distintos parámetros propuestos en este trabajo para la estandarización de la descripción de la información subjetiva, así como sus escalas de valores, en especial la de los tonos de gris, han resultado muy útiles para dicha estandarización, en lo que concierne a las diferentes estructuras anatómicas y procesos patológicos analizados en este estudio; pues permiten precisar más los grados de diferencia observados y una descripción*

detallada, repetible y comparable, que el clínico o investigador puede trasladar a otros estudios con mucha mayor precisión que cuando se utilizan simplemente las adjetivaciones clásicas de hiper, iso o hipointenso, o de alta, media o baja intensidad de señal, denominaciones que, en nuestra opinión, resultan inapropiadas para la comparación y transferencia de resultados.

- 7. La medición de la intensidad de señal media, recogida a partir de la unidad de volumen o vóxel por parte del programa de análisis, es el dato más objetivo de los obtenidos en este trabajo; sin embargo, requiere de la selección previa de un área de estudio y, al seleccionar ésta, el hecho de tener una estructura adyacente con una intensidad de señal muy diferente, puede hacer que unos pocos vóxeles sufran un fuerte artefacto de volumen parcial en la zona limítrofe y alteren significativamente el resultado global; con lo que dicha intensidad de señal media podría ser mucho mayor o menor de lo esperable para el tono de gris que se aprecia en el conjunto de esta área.***
- 8. La heterogeneidad, los tonos de gris primario y secundario y su contraste o diferencia, la textura y, cuando procede, el diámetro del grano, son parámetros íntimamente relacionados que influyen unos sobre otros, pero diferentes, y aunque en última instancia, dependen de la transformación a una imagen en pantalla de la señal recogida por el equipo, aportan información diferente y complementaria entre ellos y en relación a la mencionada señal, lo que facilita y mejora la estandarización y la precisión en la descripción de dicha***

imagen, sobre todo cuando se analizan en conjunto con la IS media del vóxel dentro del área a estudiar.

- 9. La comparación de la imagen de la piel, mediante las diferentes potenciaciones propuestas para la estandarización de la IRM de la extremidad del equino en este trabajo, permite, en los casos de edema, establecer el predominio o equilibrio del componente inflamatorio frente al componente puramente osmótico e hidrostático que transfunde desde los vasos sin alteraciones de permeabilidad.**
- 10. En el periople de los animales aquejados de infosura, incluidas la forma subaguda y la crónica, las imágenes mediante RM obtenidas con las potenciaciones y variantes de las mismas, estudiadas en este trabajo, presentan alteraciones compatibles con un aumento del agua retenida, tanto en forma libre como ligada molecularmente a la queratina, lo que, a su vez, es compatible con cambios histoquímicos en relación con los animales sanos, por lo que se debe considerar dicho periople como una de las estructuras anatómicas afectadas por este síndrome.**
- 11. En el corion perióplico de los animales aquejados de infosura, incluidas la forma subaguda y la crónica, las imágenes mediante RM de dicha estructura obtenidas en las potenciaciones y variantes de las mismas, estudiadas en este trabajo, presentan alteraciones compatibles con un aumento de agua retenida, lo que, a su vez, es compatible cambios histoquímicos o estructurales en relación con los animales sanos, por lo que se debe considerar al corion perióplico como una de las estructuras anatómicas afectadas por este síndrome.**

12. En el cuerpo del corion coronario de los animales afectados de infosura, incluidas la forma subaguda y crónica, los cambios detectados en la imagen mediante RM obtenida con las potenciaciones y variantes de las mismas utilizadas en este estudio, para los parámetros de estandarización de la descripción propuestos y analizados en el mismo, reflejan una tendencia homogeneizante de la señal, y unas variaciones en la intensidad de la misma compatibles con la existencia de procesos inflamatorios y con un aumento del agua, tanto libre como ligada a moléculas, derivado de tales procesos.



CONCLUSIONS



9. CONCLUSIONS

- 1. The combination of the T2 SE-weighted image variants called T2 FSE and T2 FSTIR, and the combination of T1 SE-weighted images and PD SE-weighted images, provide the most overlapping information, and least complementary information; while the combined assessment of T1 SE-weighted images and T2 FSTIR-weighted images provide the greatest complementary information. The rest of the combinations fall in the middle as far as complementary and overlapping information is involved.***
- 2. Of the images obtained in this study, the signal intensity variations of PD SE-weighted images were more difficult to interpret than in all the other weighted images and its variants, this is because the signal differences detected depend on the total amount of hydrogen protons capable of resonating. On the other hand, the signal intensity variations of T1 SE-weighted images, T2 FSE-weighted images and T2 FSTIR-weighted images can be attributed to variations in the concentration of hydrogen protons of more concrete molecular forms, which aids in interpretation.***
- 3. The information provided by the different weighted images and their variants, never completely overlaps, therefore renouncing to any of these images always means losing a part of the information. It is always recommended whenever possible to utilize all four imaging alternatives when approaching clinical exploration. We can affirm that the basic weighted images complement each other extremely well, allowing interpretation and understanding of the anatomy and the pathologic processes of the equine***

extremity much better than when utilizing images from only one of them.

- 4. The magnetic resonance images of neonates in general were of better quality than those obtained from adults. That stands for all the weighted images and variants utilized in this study. Also signal intensity varies greatly between structures in neonates compared with adults; this finding is compatible with a different metabolism, hydration status, vascularization and tissue composition.***
- 5. At least for the different structures and pathologic processes analyzed in this research, the usefulness for clinical examination of the images with 256; 0; 0; 128 acquisition matrix and 256 x 256 field of view is much lower than the images with 0; 320; 256; 0 acquisition matrix and 512 x 512 field of view, this is likely because the first type has a lower resolution and higher average volume artifact.***
- 6. The different parameters proposed in this study for the purpose of standardizing the description of subjective information as well as its scales; has been found to be very useful, especially for the gray scales. These parameters allow for a better detection of the gradients of differentiation and for a detailed, repeatable and comparable description of the different structures and pathologic processes analyzed in this research. They allow the clinician to transfer the information to other studies with much more precision compared to when the classic nomenclature (hiper, iso or hypotensive, high low or medium signal intensity) is used. The classic nomenclature in our opinion is inadequate for comparison and transfer of results.***

- 7. The measurement by the analytical program of the median signal intensity that was derived from the voxel is the most objective data obtained in this study. To obtain this information it is necessary to select an area to be imaged; this area will inevitably have a neighboring structures that have a signal intensity that is very different than the study area; this could create a strong artefact of partial volume in a few voxels of the limiting areas and alter the total result, affecting then the median signal intensity that could be much higher or lower than expected for the tone of gray that is seen in the area.**
- 8. The heterogeneity, primary and secondary tones of gray, contrast or difference, texture, and diameter of the grain are parameters that are very closely related and affect one another, but at the same time these parameters provide different and complementary information that facilitates and improves the standardization and precision of the description of the image, especially when analyzed along with the median signal intensity of the voxel within the area to be studied.**
- 9. The comparison of the studies of the skin utilizing the different weighted images proposed in this project to standardize the magnetic resonance of the equine limb, have allowed in the cases of edema, to establish the predominance or equilibrium of the inflammatory component versus a purely osmotic process without alterations of vascular permeability.**
- 10. In the periople of horses with laminitis (including the acute and chronic phases) the weighted images and their variants studied in this project present alterations compatible with an increase in water retention (in free**

form and bound to keratin) which is also compatible with the histochemical changes of this process when compared to healthy animals; therefore the periople should be considered one of the structures affected by laminitis.

11. In the perioplic corium of horses with laminitis (including the acute and chronic phases) the weighted images and their variants studied in this project present alterations compatible with an increase in water, which is also compatible with the histochemical or structural changes of this process when compared to healthy animals; therefore the perioplic corium should be considered one of the structures affected by laminitis.

12. In the coronary corium of horses with laminitis (including the acute and chronic phases) the weighted images and their variants studied in this project, with the standardizing parameters of the description proposed and analyzed, there is a tendency to homogenize the signal and there are some variations in signal intensity that are compatible with the existence of an inflammatory process and an increase in water (in free form and bound to molecules) which is a consequence of the inflammatory process.

Resumen

10. RESUMEN

Pese a las

RESUMEN

se seleccionaron 3 animales vivos y 23 cadáveres, comprendido entre los años 1990 y 2000. Se seleccionaron 1266 imágenes, agrupadas en 77 estudios por extremidades diferentes. Entre los animales seleccionados había de pocos meses y adultos cuyas edades oscilaban entre los 5 y los de edad, tanto sanos como enfermos. Los procesos patológicos valorados por decúbito, inflamación traumática de la piel, cicatrices epiteliales e infosura.

Los series de imágenes se obtuvieron mediante secuencias familia eco del espín en las potenciaciones T1 (T1-SE), DP (T2 FSE y T2 FSTIR), para los tres planos principales transversal y coronal), y a partir de estas imágenes, el corion perióptico y el corion circundante, el periople, el corion perióptico y el corion circundante.

Como aportación principal, a la hora de evaluar la lesión hemos propuesto y sometido a evaluación la descripción de la anatomía y las lesiones observadas, para lo que se diseña un tono de gris, heterogeneidad, intensidad, un valor objetivo de observación, un valor que se asigna a los criterios de observación.

10. RESUMEN

Pese a las numerosas publicaciones que podemos encontrar al respecto, la plena aplicación de la IRM para la exploración y el diagnóstico de los procesos patológicos asentados en la extremidad equina, carece, a día de hoy, de unos criterios de estandarización adecuados para la obtención, descripción e interpretación de este tipo de imágenes.

En este estudio de investigación, hemos utilizado un equipo de obtención de IRM de bajo campo magnético (0,2 T), mediante el que, a partir de un conjunto de 553 equinos atendidos durante el periodo comprendido entre los años 1990 y 2008 en el Servicio Imaginológico de la Consulta Pública de la Facultad de Veterinaria de la Universidad de León, se seleccionaron 3 animales vivos y 28 cadáveres, de los que se obtuvieron un total de 1266 imágenes, agrupadas en 77 estudios procedentes de 47 extremidades diferentes. Entre los animales seleccionados había neonatos, potrillos de pocos meses y adultos cuyas edades oscilaban entre los 5 y los 25 años de edad, tanto sanos como enfermos. Los procesos patológicos valorados en este trabajo han sido: edema por decúbito, inflamación traumática de la piel, úlceras por decúbito, cicatrices epiteliales e infosura.

Los series de imágenes se obtuvieron mediante secuencias de pulsos de la familia eco del espín en las potenciaciones T1 (T1 SE), DP (DP SE) y T2 (variantes T2 FSE y T2 FSTIR), para los tres planos principales del espacio (sagital, transversal y coronal), y a partir de estas imágenes, se analizaron la piel y el aire circundante, el periople, el corion perióplico y el corion coronario.

Como aportación principal, a la hora de diseñar y llevar a cabo este proyecto, hemos propuesto y sometido a evaluación un sistema de estandarización de la descripción de la anatomía y las lesiones basado en una mayor objetivación de las observaciones, para lo que se diseñaron, describieron y utilizaron los parámetros: tono de gris, heterogeneidad, textura y diámetro del grano, dando, a los que era posible, un valor objetivo de medida, numérico, según escalas internacionales, a otros un valor que se asignó según una escala numérica establecida en función de criterios de observación, y finalmente, para los restantes, se establecieron

categorías cualitativas; todos estos valores se combinaron con los de la intensidad de señal media del vóxel que nos proporciona el equipo de RM, y que es el parámetro más objetivo de los que manejamos.

Los resultados obtenidos ponen de manifiesto que las potenciaciones y variantes de las mismas utilizadas en este trabajo son una alternativa sólida para la estandarización de la obtención de imágenes, cuya finalidad sea la exploración diagnóstica en la extremidad equina; a su vez, también hemos observado que los parámetros utilizados en este estudio para disminuir la subjetividad de las descripciones de las imágenes de RM cumplen a la perfección con este cometido, aumentando de forma muy significativa la precisión y fiabilidad de las descripciones, tanto de la anatomía como de los procesos patológicos analizados.

Finalmente, se concluye que la utilización de T1 SE combinada con T2 FSTIR proporciona mayor información complementaria y menor información solapada, para el mismo corte, que el resto de combinaciones de potenciaciones y variantes de las mismas; sin embargo, renunciar a alguna de ellas, siempre supone renunciar a cierta parte de la información. Las imágenes potenciadas en DP SE, aunque proporcionaron una buena identificación de las estructuras, fueron más complicadas de interpretar en sus variaciones de intensidad de señal que las del resto de potenciaciones y variantes de las mismas.

En otro orden de cosas, de forma general, las imágenes de RM con menor matriz y ancho de ventana manifestaron una menor aptitud para la exploración clínica. Por otro lado, las IRM de las extremidades de neonatos y potrillos de corta edad presentaron mayor calidad que las de los adultos aunque, entre unas y otras, las relaciones de intensidad de señal entre estructuras son diferentes.

El sistema implementado aquí para la estandarización de la obtención, descripción y análisis de la IRM de la extremidad equina nos ha permitido apreciar diferencias destacables, tanto entre grupos de animales como entre potenciaciones y variantes de las mismas, para todas las estructuras estudiadas. En los casos de edema subcutáneo, gracias a estas diferencias se pudo establecer el predominio o equilibrio del componente inflamatorio frente al componente puramente osmótico. Por otro lado, el análisis del periople y del corion perióptico

nos ha permitido determinar que, en los caballos aquejados de infosura subaguda o crónica, aparecen alteraciones compatibles con determinados cambios histoquímicos y un aumento del agua retenida. Por último, en el cuerpo del corion coronario, también de los equinos afectados de infosura subaguda o crónica, se ha podido determinar que los cambios detectados reflejan variaciones en la intensidad de señal compatibles con la existencia de procesos inflamatorios y con un aumento del agua tisular. En consecuencia, consideramos a estas tres estructuras anatómicas como parte del conjunto de las afectadas por este síndrome y, por ello, entendemos que, a la hora del diagnóstico y seguimiento de la infosura mediante IRM, su estudio es necesario.

11. SUMMARY

Despite the numerous existing publications on the application of MRI

SUMMARY

This study was conducted on both healthy and ill animals of age and adult whose ages were 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 23, 24, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40, 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47, 48, 49, 50, 51, 52, 53, 54, 55, 56, 57, 58, 59, 60, 61, 62, 63, 64, 65, 66, 67, 68, 69, 70, 71, 72, 73, 74, 75, 76, 77, 78, 79, 80, 81, 82, 83, 84, 85, 86, 87, 88, 89, 90, 91, 92, 93, 94, 95, 96, 97, 98, 99, 100. The pathological changes observed in the selected animals were: edema due to decubitus, traumatic skin ulcers, skin scars and laminitis. The serial of images were of sequences of pulses of the spin echo kind (SE) with the T1 (T1 SE), (PD) (PD SE) and T2 weighted images, for the main spatial planes (axial, sagittal and coronal), from which skin and surrounding structures and coronary corium were analysed.

As the main contribution of this study, a standard methodology and lesions was proposed and evaluated. The observations more objective. For this purpose, the following scales were proposed: heterogeneity, texture and grain diameter. The following observational criteria were set up: qualitative criteria, signal intensity of the voxels and objective parameter a.

The results in this study are similar to those in other studies that have been published.

11. SUMMARY

Despite the numerous existing publications related to this topic, the full application of MRI for the exploration and diagnosis of pathological processes in the equine limb, to this date, is lacking sufficient standardised criteria in order to obtain, describe and analyse these types of images adequately.

The equipment utilized in this research study was comprised of a 0,2 T, low magnetic field MRI. From a group of 553 horses that presented to the Department of Imaging and Diagnostic Service of the Faculty of Veterinary Medicine at the University of Leon, from 1990 to 2008, 3 live animals and 28 deceased were selected. From these, a total of 1266 images were obtained, which were grouped in 77 studies originating from 47 different limbs. Within the selected animals, there were newborn foals, foals of few months of age and adults whose ages varied between 5 and 25 years old, both healthy and ill. The pathological processes assessed in this study were: edema due to decubitus, traumatic skin inflammation, pressure ulcers, skin scars and laminitis. The serial of images were obtained by sequences of pulses of the spin echo kind (SE) with the T1 (T1 SE), proton density (PD) (PD SE) and T2 weighted images, for the main spatial planes (sagittal, transversal and coronal), from which skin and surrounding air, periople, periopic corium and coronary corium were analysed .

As the main contribution of this study, a standardised system to describe the anatomy and lesions was proposed and evaluated, with the goal of making observations more objective. For this purpose the following parameters: grey scale tone, heterogeneity, texture and grain diameter were given a numeric value based on international scales when possible, and a value assigned by a numeric scale following observational criteria when it was not. Finally, for the remainder, there were set up qualitative categories. All these values were combined with the median signal intensity of the voxel obtained from the MR equipment, which is the most objective parameter available.

The results highlight the fact that the weighted images and its variants used in this project were a solid method to standardize the acquisition of appropriate studies as a means to explore and diagnose the equine limb. It was also observed

that the parameters used in this study, with the purpose of decreasing the subjectivity of the MR images description, fulfil the objective. As a result there is a significant increase of the precision and confidence of the descriptions both of the anatomy and of the pathological processes that were analysed.

We can conclude that the use of T1 SE combined with the T2 FSTIR provides more complementary and less overlapping information for the same slice, compared to the rest of the possible combinations of different weighted images and its variants, taking into account the fact that giving up on any of them always means renouncing to a certain part of information. The DP SE-weighted images, provide good identification of the structures, but are more difficult to interpret in its varieties of signal intensity compared to the rest of weighted types and their variants.

Other observations made were that in general, MR images with less matrix and smaller field of view proved to be less useful for clinical assessment. MRI of the new born and young foal limbs showed a better quality than those of adults, although intensity signal relations within the structures between these 2 groups are different. The system that was implemented to standardize the collection, description and analysis of the MR Images of the equine limb, has allowed us to appreciate notable differences between animal groups and also within weighted images and their variants. In the subcutaneous edema cases, from these differences we established the predominance or balance of the inflammatory component compared to the osmotic component itself. The analysis of the periople and perioplic corium has revealed that horses that have sub-acute or chronic laminitis turn to develop alterations related to certain histochemical changes and show an increase in retention of water.

In evaluating the coronary corium of the horses who suffered from sub-acute or chronic laminitis, we can state that the changes detected show variations of the signal intensity compatible with the existence of an inflammatory processes with an increment of water content within the tissue.

Due to these findings, we consider the periople, perioplic corium and coronary corium to be part of those structures affected by the disease process

called laminitis. And it is our opinion that in order to achieve a better diagnosis and follow up of the disease when using MRI; all three structures should be evaluated.

Posibilidades
20-22 de ener

CHOQUET, P.;
a dedicated lo

CLAYTON, H.M.
Miembro pos
España, pp. 3

MENT, S.; E
nos II y II

13. BRANCH, M. V.
Alteration of dis
Equine vet. J. Vc

14. BRINKER, M. R.
neuromuscular y
Traumatología,
ELSEVIER ESP
71.

15. PE

characteristic distal tarsal subchondral bone plate thi
history of hindlimb lameness? Equine vet. J. 37 (5) pp.

MURRAY, S. J.; DYSON, S. J.; G

12. BIBLIO

BIBLIOGRAFÍA

BUSONI, V.; SN
Magnetic resona
apparatus: norma

18. BUSONI, V.; HEIM
(2005). Magnetic
and distal sesam
Radiology and U

19. BUTLER, J.A.; CO
Carpus. En: Clin
Carlton Victoria.

20. CÁCERES, J. (1991)
VILAR, J. y M
Barcelona. ISBN

CAMPBELL, N. A.
los animales

4. ARBLE, J. B.; MATTOON, J.
P. A.; PAN, X.; HUNT, R.
Ultrasound. Vol. 50, N°1, pp. 3

5. ASHDOWN, R.R.; DONE, S.H. (19
atlas of veterinary anatomy. Vol
England, 3.1-3.34; 6.1-6.38; 7.1-7.4

6. BARBER, M. J.; SAMPSON, S. N.; SC
L. (2006) Use of magnetic resonance i
in a horse. J Am Vet Med Assoc. Vol 22

7. BELTRÁN, J. (1991). Médula ósea. En B
imagen. De VILAR, J. y MARTÍ-BON
S.A. Barcelona. ISBN 84-2

8. BINDEUS

F. (1991). Art
imagen. De VILAR, J. y
S.A. Barcelona. ISBN 84-

12. BIBLIOGRAFÍA

1. ALONSO, D. (2007) Histología de la piel: dermis y anejos cutáneos. Vascularización e inervación. Capítulo 4. En: Atlas de dermatología del pie. Editado por Editorial Médica Panamericana S.A. Madrid, España. ISBN 978-84- 9835-062-3, pp. 17-23.
2. ALONSO, P. (2009). Revisión bibliográfica; en Utilidad de la artroscopia para el diagnóstico y tratamiento de las lesiones de las extremidades de los equinos. Tesina de licenciatura. Facultad de Veterinaria. Universidad de León, pp. 5-79.
3. APARISI, F. (1991). Articulaciones. En Resonancia Magnética. Diagnóstico por la imagen. De VILAR, J. y MARTÍ-BONMATÍ, L. Editado por SALVAT EDITORES, S.A. Barcelona. ISBN 84-345-2256-X, pp. 249-270.
4. ARBLE, J. B.; MATTOON, J. S.; DROST, W. T.; WEISBRODE, S. E.; WASSENAAR, P. A.; PAN, X.; HUNT, R. J.; BELKNAP, J. K. (2009) Veterinary Radiology and Ultrasound. Vol. 50, N°1, pp. 3-12.
5. ASHDOWN, R.R.; DONE, S.H. (1987) The forelimb. The hindlimb. The foot. En: Color atlas of veterinary anatomy. Volume 2 The horse. Ed. Mosby – Wolfe. London. England, 3.1-3.34; 6.1-6.38; 7.1-7.42.
6. BARBER, M. J.; SAMPSON, S. N.; SCHNEIDER, R. K.; BASZLER, T.; TUCKER, R. L. (2006) Use of magnetic resonance imaging to diagnose distal sesamoid bone injury in a horse. J Am Vet Med Assoc. Vol 229, No. 5, September 1, pp.717-720.
7. BELTRÁN, J. (1991). Médula ósea. En Resonancia Magnética. Diagnóstico por la imagen. De VILAR, J. y MARTÍ-BONMATÍ, L. Editado por SALVAT EDITORES, S.A. Barcelona. ISBN 84-345-2256-X, pp. 271-282.
8. BINDEUS, T.; RAND, T.; ALTON, K.; IMHOF, H.; STANEK, C. (1999) Magnetic resonance imaging and ultrasonography of the lumbricale muscles in the horse. Australian Veterinary Journal, Vol. 77, No. 2, pp. 82-84.
9. BLAIK, M.A.; HANSON, R.R.; KINCAID, S.A.; HATHCOCK, J.T.; HUDSON, J.A.; BAIRD, D.K. (2000) Low-field Magnetic Resonance Imaging of the equine tarsus: Normal Anatomy. Vet. Radiol. Ultrasound. 41(2) pp. 131-141.
10. BOLEN, G. E.; HAYE, D.; DONDELINGER, R. F.; MASSART, L.; BUSONI, V. (2011) Impact of successive freezing-thawing cycles on 3-T magnetic resonance images of the digits of isolated equine limbs. Am J Vet Res. Vol. 72, N° 6, pp. 780-790.
11. BRAGULLA, H.; BUDRAS, K. D.; MÜLLING, C.; REESE, S.; KÖNIG, H. E. (2008) Tegumento común. En: Anatomía de los animales domésticos. Editado por Editorial

- Médica Panamericana. Segunda edición. Madrid, España. ISBN 978-84-7903-747-5, pp. 325-378.
12. BRANCH, M. V.; MURRAY, S. J.; DYSON, S. J.; GOODSHIP, A. E. (2005) Is there a characteristic distal tarsal subchondral bone plate thickness pattern in horses with no history of hindlimb lameness? *Equine vet. J.* 37 (5) pp. 450-455.
 13. BRANCH, M. V.; MURRAY, R. C.; DYSON, S. J.; GOODSHIP[†], A. E. (2007) Alteration of distal tarsal subchondral bone thickness pattern in horses with tarsal pain. *Equine vet. J.* Vol. 39, No. 2, pp. 101-105.
 14. BRINKER, M. R. y O'CONNOR D. P. (2009). Tejidos conectivos; en "Tejido neuromuscular y conectivo" del capítulo 1 titulado "Ciencias Básicas"; en *Ortopedia y Traumatología, Revisión Sistemática, 5ª edición*. De MILLER, M. D., editado por ELSEVIER ESPAÑA S.L., ISBN de la edición española 987-84-8086-477-0, pp. 69-71.
 15. BROKKEN, M. T.; SCHNEIDER, R. K.; SAMPSON, S. N.; TUCKER, R. L.; GAVIN, P. R.; HO, C. P. (2007) Magnetic resonance imaging features of proximal metacarpal and metatarsal injuries in the horse. *Veterinary Radiology & Ultrasound*. Vol. 48, No. 6, pp. 507-517.
 16. BUSONI, V.; SNAPS, F. (2002) Effect of deep digital flexor tendon orientation on magnetic resonance imaging signal intensity in isolated equine limbs- the magic angle effect. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, Vol. 43, No. 5, pp. 428-430.
 17. BUSONI, V.; SNAPS, F.; TRENTSESAUX, J.; DONDELINGER, R. F. (2004) Magnetic resonance imaging of the palmar aspect of the equine podotrochlear apparatus: normal appearance. *Vet. Radiol. Ultrasound*. Vol. 45, No. 3, pp. 198-204.
 18. BUSONI, V.; HEIMANN, M.; TRENTSESAUX, J.; SNAPS, F.; DONDELINGER, R.F. (2005). Magnetic resonance imaging findings in the equine deep digital flexor tendon and distal sesamoid bone in advanced navicular disease-an ex vivo study. *Veterinary Radiology and Ultrasound*, Vol. 46, No. 4, pp. 279-286.
 19. BUTLER, J.A.; COLLES, C.M.; DYSON, S.J.; KOLD, S.E.; POULOS, P.W. (1993) The Carpus. En: *Clinical Radiology of the Horse*. Ed. Blackwell Scientific Publications. Carlton Victoria. Australia, pp. 139-171.
 20. CÁCERES, J. (1991). Prólogo. En *Resonancia Magnética. Diagnóstico por la imagen*. De VILAR, J. y MARTÍ-BONMATÍ, L. Editado por SALVAT EDITORES, S.A. Barcelona. ISBN 84-345-2256-X.

21. CAMPBELL, N. A. y REECE, J. B. (2007) Principios básicos de la forma y función de los animales. Unidad siete: Forma y función de los animales. En: Biología. Editado en español por Editorial Médica Panamericana S. A., séptima edición, Madrid, España, ISBN 978-84-7903-998-1, pp. 820-843.
22. CARDINET, G. H.; VENABLE, J. H.; DELLMANN, H. D. (1993). Tejido muscular. En: Histología Veterinaria 2ª edición. De DELLMANN, H. D.. Editado por Editorial Acribia, S.A., ISBN 84-200-0755-2, pp. 87-102.
23. CASTELINJS, G. (2005) La infosura. Exploración del pie del caballo. Enfermedad del navicular o síndrome podotroclear. Patologías más importantes del estuche córneo. Clínica del pie del caballo. Zamora. España. 20-22 de enero.
24. CASTELINJS, H. (2005b) Herraaje de los caballos con enfermedad del navicular. Posibilidades de apoyo para la infosura. Clínica del pie del caballo. Zamora. España. 20-22 de enero.
25. CHOQUET, P.; SICK, H.; CONSTANTINESCO, A. (2000) MRI of the equine digit with a dedicated low field magnet. *Veterinary Record*. 146, pp. 616-617.
26. CLAYTON, H.M.; FLOOD, P.F.; ROSENSTEIN, D.S. (2007) Miembro anterior y dedos. Miembro posterior. En: Anatomía clínica del caballo. Ed. Elsevier Mosby. Madrid. España, pp. 35-89.
27. CLIMENT, S.; BASCUAS, J.A. (1981) Cuadernos de anatomía y embriología veterinaria. Tomos II y III. Ed. Pórtico. Zaragoza.
28. COHEN, J. M.; SCHNEIDER, R. K.; ZUBROD, CH. J.; SAMPSON, S. N.; TUCKER, R. L. (2008) Desmitis of the distal digital annular ligament in seven horses: MRI diagnosis and surgical treatment. *Veterinary Surgery*. Vol. 37: pp. 336-344.
29. COUDRY, V.; DENOIX, J. M.; DIDIERLAURENT, D.; ROSSIGNOL, F.; AUDIGIÉ, F. (2008) Use of magnetic resonance imaging to diagnose the cause of proximal metacarpal pain in a standardbred trotter. *Veterinary Record*. 162. pp 790-792.
30. COUSSEMENT A. (2000). El canto de los protones: un comic. (La RM ¿Sin esfuerzo?). Editorial Nycomed Amersham. ISBN 2-902925-08-5
31. CRASS, J. R.; GENOVESE, R. L.; RENDER, J. A.; BELLON, E. M. (1992) Magnetic resonance, ultrasound and histopatologic correlation of acute and healing equine tendon injuries. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, Vol. 33, No. 4, pp. 206-216.

32. DELDAR, A. (1993). Sangre y médula ósea. En: *Histología Veterinaria 2ª edición*. De DELLMANN, H. D. Editado por Editorial Acribia, S.A., ISBN 84-200-0755-2, pp. 59-86.
33. DELLMANN, H. D. (1993) *Histología Veterinaria 2ª edición*. Editado por Editorial Acribia, S.A., ISBN 84-200-0755-2.
34. DELLMANN, H.D.; MCCLURE, R.C. (2003) Sistema nervioso periférico. En: *Anatomía de los animales domésticos. Capítulo 24: Sistema nervioso de los equinos. Tomo I*. Editado por Getty, R. Ed. Masson. 5ª edición. Barcelona. España, pp. 725-763.
35. DENOIX, J.M.; JACOT, S.; BOUSSEAU, B.; PERROT, P. (1996) Ultrasonographic anatomy of the dorsal and abaxial aspects of the equine fetlock. *Equine Vet. J.* 28 (1), pp. 54-62.
36. DENOIX, J.M. (1998) *Anatomía funcional de los tendones del caballo*. École Vétérinaire d'Alfort. Ed. Michel Vaillant. Paris. France.
37. DENOIX, J. M. *Extremidad del caballo. Parte distal*. (2001). Editado por Ediciones S. ISBN 84-87736-47-5
38. DENOIX, J.M. (2001b) El pie equino. La cuartilla equina. El menudillo equino. En: *Extremidad del caballo: parte distal. Atlas de anatomía clínica y técnicas de imagen comparadas*. Ed. Grafos. Barcelona. España, pp. 1-374.
39. DENOIX, J.M. (2007) Aproximación semiológica de las cojeras del caballo: primeros estadios. *Jornadas de Medicina Veterinaria. Cojeras y Diagnóstico por imagen*. Salamanca. España. 8 y 9 de junio.
40. DENOIX, J.M. (2007b) Lesiones de los ligamentos del pie del caballo. Lesiones tendinosas del pie del caballo. Lesiones del carpo y de la articulación escapulohumeral del caballo. *Patología de la babilla del caballo. VIII Congreso Internacional de Medicina y Cirugía Equina*. Sevilla. España. 22-24 de noviembre.
41. DEPARTAMENTO DE BIOLOGÍA CELULAR Y ANATOMÍA DE LA UNIVERSIDAD DE LEÓN (1998) *Prácticas de anatomía y embriología*. Servicio de Reprografía de la Universidad de León. España, pp. 61-68
42. DYSON, S.; MURRAY, R.; SCHRAMME, M.; BRANCH, M. (2003) Magnetic resonance imaging of the equine foot: 15 horses. *Equine Vet. J.* 35(1), pp. 18-26.
43. DYSON, S.; MURRAY, R.; SCHRAMME, M.; BRANCH, M. (2003b) Lameness in 46 horses associated with deep digital flexor tendonitis in the digit: diagnosis confirmed with magnetic resonance imaging. *Equine vet. J.* Vol. 35, No. 7, pp 681-690.

44. DYSON, R. J.; MURRAY, R.; SCHRAMME, M.; BRANCH, M. (2004) Collateral desmitis of the distal interphalangeal joint in 18 horses (2001-2002). *Equine vet. J.* Vol. 36, No. 2, pp. 160-166.
45. DYSON, S. J.; MURRAY, R.; SCHRAMME, M. C. (2005) Lameness associated with foot pain: results of magnetic resonance imaging in 199 horses (January 2001-December 2003) and response to treatment. *Equine vet. J.* Vol. 37, No. 2, pp. 113-121.
46. DYSON, S.; MURRAY, R. (2007) Magnetic Resonance Imaging of the Equine Fetlock. *Clinical Techniques in Equine Practice.* N°6, pp. 62-77.
47. DYSON, S.; MURRAY, R. (2007b) Magnetic Resonance Imaging of the Equine Fetlock. *Clinical Techniques in Equine Practice.* N°6, pp. 62-77.
48. DYSON, S.; BLUNDEN, T.; MURRAY, R. (2008) The collateral ligaments of the distal interphalangeal joint: magnetic resonance imaging and *post mortem* observations in 25 lame and 12 control horses. *Equine Veterinary Journal.* 40 (6) pp. 538-544.
49. DYSON, S.; NAGY, A. (2009) Magnetic resonance anatomy of the proximal metacarpal region of the horse described from images acquired from low- and high-field magnets. *Veterinary Radiology and Ultrasound.* Vol. 50, N°6, pp. 595-605.
50. ELLIS, D. (1998) Image is all but interpretation is the key. *The Veterinary Journal.* 155, pp. 221-222.
51. EYNARD, A. R. y MUÑOZ, S. E. (2008) Los movimientos del cuerpo, de las vísceras y del sistema cardiocirculatorio. En EYNARD, A. R.; VALENTICH, M. A.; ROVASIO, A. R.: *Histología y embriología del ser humano: bases celulares y moleculares.* Editado por Editorial Médica Panamericana S.A. ISBN 978-950-06-0602-8 pp. 263-302.
52. FAWCETT, W (1987) *Tratado de Histología.* Editado por McGRAW-HILL INTERAMERICANA. Primera edición, segunda reimpresión. Depósito legal: M. 27.887-1995.
53. FERNÁNDEZ-ROMOJARO, J.; SÁNCHEZ, J.; GONZALO-ORDEN, J. M.; SERANTES, A.; MARTÍN, I.; ORDEN, M. A. "Estudio mediante imagen por resonancia magnética (IRM) del carpo, tarso y casco del caballo" Comunicación en POSTER incluida en la publicación de Ponencias y Comunicaciones del XIII Congreso Internacional de la Sociedad Española de Cirugía Veterinaria celebrado en Córdoba durante los días 4, 5 y 6 de noviembre de 2004.
54. FERNÁNDEZ-ROMOJARO, J. SÁNCHEZ, J. GONZALO-ORDEN, J.M. SÁNCHEZ-VALLE J. GONZALO, J.M.; ORDEN, M.A. (2007) Hallazgo de un infarto óseo en la

- tibia de un caballo español mediante IRM. Comunicación libre en las “PRIMERAS JORNADAS DE VETERINARIA EQUINA” celebradas en Salamanca los días 8 y 9 de junio de 2007.
55. FERNÁNDEZ-ROMOJARO, J.; SANCHEZ, J.; ALONSO, P.; GONZALO-ORDEN, J. M.; SERANTES, A. E.; ORDEN, M. A. (2009) La imagen mediante resonancia magnética en el diagnóstico de algunas lesiones de la extremidad equina. Diferentes aportaciones de las potenciaciones básicas al estudio y diagnóstico de cada lesión. Revista electrónica veterinaria, REDVET, Vol. 11, Nº 1, pp. 1695-7504.
 56. FERNÁNDEZ-ROMOJARO, J.; SÁNCHEZ, J.; GONZALO-ORDEN, J. M. (2014) La IRM de varias lesiones de la extremidad equina. Editado por Editorial Academica Española de OmniScriptum GMBH & Co. KG. Heinrich-Böcking-Str. 6-8. Saarbrücken, Alemania. ISBN 978-3-8484-6015-1.
 57. FERNÁNDEZ-ROMOJARO, J.; SÁNCHEZ, J.; GONZALO-ORDEN, J. M.; SERANTES, A. E.; SÁNCHEZ-VALLE, J. (2014b) “Análisis comparativo de las potenciaciones convencionales T1, densidad protónica y T2, y la opción T2-IR, en la imagen mediante resonancia magnética de la piel de la extremidad del caballo. Descripción y comparación de la piel del neonato, del potrillo y del caballo adulto, tanto en animales sanos como en aquellos que presentan edema, inflamación traumática, úlcera o cicatriz” publicado en la revista electrónica de veterinaria REDVET en el año 2014 ISSN: 1695-7504 Vol. 15, Nº 12.
 58. GARCÍA C.; PÉREZ, F. (1983) Capítulo 1: Anatomía del pie. En: Podología veterinaria. Tercera edición. Editorial científico médica. Barcelona, pp. 19-58.
 59. GARCÍA, C. (1950) Capítulo 1: Anatomía del pie. En: Podología veterinaria. Segunda edición. Editorial Imprenta Biosca. Madrid, pp. 17-55.
 60. GAVIN, P. R. (2011) Growth of clinical veterinary magnetic resonance imaging. Veterinary Radiology & Ultrasound. Vol. 52, Nº 1, Supl. 1, pp. S2-S4.
 61. GETMAN, L. M.; MCKINIGHT, A. L.; RICHARDSON, D. W. (2007) Comparison of magnetic resonance contrast arthrography and arthroscopic anatomy of the equine palmar lateral outpouching of the middle carpal joint. Veterinary Radiology & Ultrasound, Vol. 48, No. 6, pp. 493-500.
 62. GETTY, R. (1975) Equine osteology. En: SISSON, S.; GROSSMAN, R. The anatomy of domestic animals. Philadelphia: W. B. Saunders Co., pp. 255-348.

63. GETTY, R. (1982) Capítulo 15. Osteología de Equinos. En: Anatomía de los animales domésticos. Tomo I. Editado por Salvat Editores S. A. Quinta edición. Barcelona. España, pp. 289-391.
64. GETTY, R. (2003) Extremidades. En: Anatomía de los animales domésticos. Capítulo 15: Osteología de los equinos. Tomo I. Editado por R. Getty. Ed. Masson. 5ª edición. Barcelona. España, pp. 305-356.
65. GHOSHAL, N. G. (2003) Arterias. En: Anatomía de los animales domésticos. Capítulo 22: Corazón y arterias de los equinos. Tomo I. Editado por R. Getty. Ed. Masson. 5ª edición. Barcelona. España, pp. 630-689.
66. GILI, J. (1993) Introducción biofísica a la resonancia magnética. Editado por Centre Diagnòstic Pedralbes. Barcelona.
67. GIRARD, C.; LIGIER, Y.; LOGEAN, M.; RATIB, O. (1995) Osiris imaging software. User Manual. Version 3.1. Editado por Division d'Informatique Médicale, Unité d'Imagerie Numérique, Hôpitaux Universitaires de Genève, Hôpital Cantonal.
68. GOLDRING, S. R. y GOLDRING, M. B. (2006). Estructura y función del hueso, articulaciones y tejido conjuntivo. Biología de la articulación normal; en Kelly tratado de reumatología, volumen I sección I, versión española de la 7ª edición. De HARRIS, E. D.; KELLEY, W. N.; RUDDY, S., editado por ELSEVIER ESPAÑA S.A., ISBN de la edición española volumen I 84-8174-932-X, pp. 1-35.
69. GÓMEZ, M. E.; CAMPOS, A. (2009) Capítulo 4: Histología general humana. En: Histología, embriología e ingeniería tisular bucodental. Editado por Editorial Médica Panamericana S. A. Tercera edición. Méjico, D. F. ISBN 978-607-7743-01-9, pp. 57-78.
70. GONZÁLEZ, A. (1998) Efectos y utilidades de la Romifidina para la sedación y anestesia en équidos. Tesis Doctoral. Facultad de Veterinaria. Universidad de León. España.
71. GONZALEZ, L. M.; SCHRAMME, M. C.; ROBERTSON, I. D.; THRALL, D. E.; REDDING, R. W. (2010) IRM features of metacarpo(tarso)phalangeal region lameness in 40 horses. Veterinary Radiology and Ultrasound. Vol. 51, N°4, pp. 404-414.
72. GUDBJARTSSON, H. y PATZ, S. (1995) The Rician distribution of noisy MRI data. Magn Reson Med. Dec. Vol. 34, No. 6, pp. 910-914.
73. GUTIERREZ-NIBEYRO, S. D.; WHITE II, N. A.; WERPY, N. M.; TYRRELL, L.; ALLEN, K. A.; SULLINS, K. E.; MITCHELL, R. D. (2009) Magnetic resonance

- imaging findings of desmopathy of the collateral ligaments of the equine distal interphalangeal joint. *Veterinary Radiology and Ultrasound*. Vol. 50, N°1, pp. 21-31.
74. HACKETT, M.S.; SACK, W.O. (2004) Miembro pelviano. Miembro torácico. En: Guía Rooney para la disección del caballo. E. Acribia. Zaragoza. España. 97-184.
75. HECHT, S.; ADAMS, W. H.; NARAK, J.; THOMAS, W. B. (2011) Magnetic resonance imaging susceptibility artifacts due to metallic foreign bodies. *Veterinary Radiology & Ultrasound*. Vol. 52, N°4, pp. 409-414.
76. HELMS, C. A.; MAJOR, N. M.; ANDERSON, M. W.; KAPLAN, Ph. A.; DUSSAULT, R. (2009 edición en inglés, 2011 edición en español) RM musculoesquelética. Editado por MARBÁN LIBROS, S.L. ISBN (español) 978-84-7101-719-2
77. HEVESI, A.; STANEK, CH.; GARAMVOLGYI, R.; PETRASI, ZS.; BOGNER, P.; REPA, I. (2004) Comparison of the navicular region of newborn foals and adult horses by magnetic resonance imaging. *J. Vet. Med. A* 51, pp. 143-149.
78. HICKMAN, J.; HUMPHREY, M. (2002) Anatomía y fisiología de las extremidades anteriores y posteriores. En: Manual y Técnicas de Herreraje de Hickman. 2ª edición. Ed. Elsevier science Lettera. Madrid. España, pp. 18-55.
79. HOA, D. y MICHEAU, A. (2008) Anatomía de la rodilla (IRM): atlas de anatomía humana con imágenes de sección transversal. Copyright IMAIOS 2012. Sitio web: www.imaios.com/es/e-Anatomy/Miembros/Rodilla-IRM.
80. HOLOWINSKI, M.; JUDY, C.; SAVERAID, T., MARANDA, L. (2010) Resolution of lesions on STIR images is associated with improved lameness status in horses. *Veterinary Radiology & Ultrasound*. Vol. 51, N° 5, pp. 479-484.
81. JUNQUEIRA, L.C. Y CARNEIRO, J. (2000) Piel y anexos. En: Histología básica Texto y Atlas. Ed. Masson 5ª edición española. Barcelona. España, pp. 349-362.
82. KAINER, R.A. (2003) Anatomía funcional de los órganos locomotores del caballo. En: Adams: Claudicación en el caballo. Editado por T.S Stashak. 5ªed. – Inter-Médica: Buenos Aires: Argentina, pp. 1-71.
83. KASASHIMA, Y.; KUWANO, A.; KATAYAMA, Y.; TAURA, Y.; YOSHIHARA, T. (2002) Magnetic resonance imaging application to live horse for diagnosis of tendinitis. *J. Vet. Med. Sci*. Vol. 64, No. 7, pp. 577-582.
84. KAWCAK, C. E.; McILWRAITH, W.; NORRDIN, R. W.; PARK, R. D.; STEYN, P. S. (2000) Clinical effects of exercise on subchondral bone of carpal and metacarpophalangeal joints in horses. *Am J Vet Res*, Vol. 61, No. 10, pp. 1252-1258.

85. KELLER, M. D.; GALLOWAY, G. J.; POLLITT, C. C. (2006) Magnetic resonance microscopy of the equine hoof wall: a study of resolution and potential. *Equine vet. J.* Vol. 38, No. 5, pp. 461-466.
86. KIRKENDALL, D. T. y GARRET, W. E. (2004). Músculos, tendones y ligamentos: estructura, función y fisiología; en *Ortopedia, Volumen I, 1ª edición*. De FITZGERALD, R. H.; FITZGERALD R.; KAUFER, H.; MALKANI, A. L., editado por EDITORIAL MEDICA PANAMERICANA S.A., ISBN de la edición en español 950-06-0791-3.
87. KLEITER, M.; KNEISSL, S.; STANEK, CH.; MAYRHOFER, E.; BAULAIN, U.; DEEGEN, E. (1999) Evaluation of magnetic resonance imaging techniques in the equine digit. *Vet. Radiol. Ultrasound*, Vol. 40, No. 1, pp. 15-22.
88. KONAR, M.; LANG, J. (2011) Pros and cons of low-field magnetic resonance imaging in veterinary practice. *Veterinary Radiology & Ultrasound*. Vol. 52, N°1, Supl.1, pp. S5-S14.
89. KOTANI, H.; TAURA, Y.; SAKAI, A.; KAGEYAMA, Y.; NAKAICHI, M. (1999) Antemortem evaluation for magnetic resonance imaging of the equine flexor tendon. *J. Vet. Med. Sci.* Vol. 62, No. 1, pp. 81-84.
90. LABENS, R.; SCHRAMME, M. C.; ROBERTSON, I. D.; THRALL, D. E.; REDDING, W. R. (2010) Clinical, magnetic resonance, and sonographic imaging findings in horses with proximal plantar metatarsal pain. *Veterinary Radiology and Ultrasound*. Vol. 51, N°1, pp. 11-18.
91. LATORRE, R.; ARENCIBIA, A.; GIL, F.; RIVERO, M.; HENRY, R. W.; RAMIREZ, G.; VAZQUEZ, J. M. (2006) Correlation of magnetic resonance images with anatomic features of the equine tarsus. *Am J Vet Res.* Vol 67, No. 5 May, pp. 756-761.
92. LIEBICH, H.G.; MAIERL, J.; KÖNIG, H.E. (2005) Miembros torácicos. En: *Anatomía de los animales domésticos. Tomo 1. Aparato locomotor. 2ª edición*. Ed. Editorial médica Panamericana. Buenos Aires. Argentina, pp. 133-202.
93. LÓPEZ, E. J. (2006) Cálculo del cociente señal a ruido de una antena rectangular para IRM para altas frecuencias. Tesis Doctoral. Facultad de Ciencias Básicas e Ingeniería. Universidad de Iztapalapa.
94. LOPEZ-POVEDA, E. A. (2006) Análisis de imágenes en biomedicina: Conceptos fundamentales. Título propio de experto en neurociencias. Universidad de Salamanca. Dirección web:

- ["http://web.usal.es/~ealopezpoveda/Documentos/Docencia/Master%20Neurociencias.pdf"](http://web.usal.es/~ealopezpoveda/Documentos/Docencia/Master%20Neurociencias.pdf).
95. MAHER, M. C.; WERPY, N. M.; GOODRICH, L. R.; McILWRAITH, C. W. (2011) Positive contrast magnetic resonance bursography for assessment of the navicular bursa and surrounding soft tissues. *Veterinary Radiology & Ultrasound*. Vol. 52, N°4, pp. 385-393.
 96. MAIERL, J.; KÖNIG, H.E.; LIEBICH, H.G. (2005) Estática y dinámica. En: *Anatomía de los animales domésticos*. Tomo 1. Aparato locomotor. 2ª edición. Ed. Editorial médica Panamericana. Buenos Aires. Argentina. 265-272.
 97. MAJUMDAR, S.; GENANT, H. K. (1995) A review of the recent advances in magnetic resonance imaging in the assessment of osteoporosis. *Osteoporos Int*. 5; pp. 79-92.
 98. MANCHÓN, A. (1982) Capítulo III. Valores de atenuación del tórax. En: *Tomografía Computarizada en el tórax*. Editado por Harofarma S.A. Barcelona. España.
 99. MARTÍ-BONMATÍ, L. y CELDA, B. (1991). Fundamentos físicos de la resonancia magnética. En *Resonancia Magnética. Diagnóstico por la imagen*. De VILAR, J. y MARTÍ-BONMATÍ, L. Editado por SALVAT EDITORES, S.A. Barcelona. ISBN 84-345-2256-X, pp. 5-15.
 100. MARTÍ-BONMATÍ, L. y VILAR, J. (1991). Tórax. En *Resonancia Magnética. Diagnóstico por la imagen*. De VILAR, J. y MARTÍ-BONMATÍ, L. Editado por SALVAT EDITORES, S.A. Barcelona. ISBN 84-345-2256-X, pp. 181-191.
 101. MARTINELLI, M. J.; BAKER, G.J.; CLARKSON, J.C.; EURELL, J.C.; PIJANOWSKI, G.J.; KURIASHKIN, I.V.; CARRAGHER, B.O. (1996) Correlation between anatomic features and low-field magnetic resonance imaging of the equine metacarpophalangeal joint. *AJVR*, Vol. 57, No. 10, October 1996, pp. 1421-1426.
 102. MARTINELLI, M. J.; BAKER, G.J.; CLARKSON, J.C.; EURELL, J.C.; PIJANOWSKI, G.J.; KURIASHKIN, I.V. (1996b) Magnetic resonance imaging of degenerative joint disease in a horse: a comparison to other diagnostic techniques. *Equine Vet. J.* 28(5), pp. 410-415.
 103. MARTINELLI, M. J.; KURIASHKIN, I. V.; CARRAGHER, B. O.; CLARKSON, R.B.; BAKER, G. J. (1997) Magnetic resonance imaging of the equine metacarpophalangeal joint: three-dimensional reconstruction and anatomic analysis. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, Vol. 38, No. 3, pp. 193-199.

104. MARTÍNEZ, J. F. (2006) Tema 3: Úlceras por presión. En: Prevención y Tratamiento de Úlceras y Escaras. Editado por Publicaciones Vértice, S. L., primera edición, Málaga, España, ISBN-987-84-92578-50-4, pp. 21-96.
105. MARTINEZ, R. y GRAGERA, R. R. (2008). Determinación histoquímica de pigmentos celulares. En MARTINEZ, R. y GRAGERA, R. R.: Fundamentos teóricos y prácticos de la histoquímica. Editado por el Consejo Superior de Investigaciones Científicas del Gobierno de España, ISBN 978-84-00-08672-5, pp. 333-354.
106. MASRI, A. M. (2006) Función del Cartílago Articular. XIV Jornadas Internacionales de Cirugía Veterinaria organizadas por la Sociedad Española de Cirugía Veterinaria en Barcelona (SECIVE) del 11 al 12 de noviembre de 2006.
107. McKNIGHT, A. L.; MANDUCA, A.; FELMLEE, J. P.; ROSSMAN, P. J.; McGEE, K. P.; EHMANN, R. L. (2004) Motion-correction techniques for standing equine MRI. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, Vol. 45, No. 6, pp. 513-519.
108. MITCHELL, R. N. (2008). Capítulo 4: Trastornos hemodinámicos, trombosis y shock: En: Robbins Patología Humana. Editado en español por Elsevier España, S. L., octava edición, Barcelona, España, ISBN de la edición española 978-84-8086-332-2, pp. 85-109.
109. MONTEIRO-RIVIERE, N. A.; STINSON, A. W.; CALHOUN, H. L. (1993). Integumento. En: Histología Veterinaria 2ª edición. De DELLMANN, H. D.. Editado por Editorial Acribia, S.A., ISBN 84-200-0755-2, pp. 323-354.
110. MURRAY, R.C.; DYSON, S.J.; SCHRAMME, C.M.; BRANCH, M.; WOODS, S.; (2003) Magnetic resonance imaging of the equine digit with chronic laminitis. *Vet. Radiol. Ultrasound*. Vol. 44, No. 6, pp. 609-617.
111. MURRAY, R. C.; ROBERTS, B. L.; SCHRAMME, M. C.; DYSON, S. J.; BRANCH, M. (2004) Quantitative evaluation of equine deep digital flexor tendon morphology using magnetic resonance imaging. *Vet. Radiol. Ultrasound*. Vol. 45, No. 2, pp. 103-111.
112. MURRAY, R. C.; BRANCH, M. V.; TRANQUILLE, C.; WOODS, S. (2005) Validation of magnetic resonance imaging for measurement of equine articular cartilage and subchondral bone thickness. *Am J Vet Res*. Vol 66, No. 11, November, pp 1999-2005.
113. MURRAY, R.C.; SCHRAMME, M.C.; DYSON, S.J.; BRANCH, M.V.; BLUDEN, T.S. (2006) Magnetic resonance imaging characteristics of the foot in horses with palmar foot pain and control horses. *Veterinary Radiology and Ultrasound*, Vol. 47, No, 1, pp. 1-16.

114. MURRAY, C. R.; BRANCH, M. V.; DYSON, S. J.; PARKIN, T. D. H.; GOODSHIP, A. E. (2007) How does exercise intensity and type affect equine distal tarsal subchondral bone thickness?. *J Appl Physiol*. Vol. 102, pp. 2194-2200.
115. MURRAY, R. C.; MAIR, T. S.; SHERLOCK, C. E.; BLUNDEN, A. S. (2009) Comparison of high-field and low-field magnetic resonance images of cadaver limbs horses. *The Veterinary Record*. Vol. 165, nº 10, pp. 281-288.
116. NAGY, A.; DYSON, S. (2011) Magnetic resonance anatomy of the carpus of the horse described from images acquired from low-field and high-field magnets. *Veterinary Radiology & Ultrasound*. Vol. 52, Nº 3, pp. 273-283.
117. NAGY, A.; DYSON, S.J.; MURRAY, R.M. (2008) Radiographic, scintigraphic and magnetic resonance imaging findings in the palmar processes of the distal phalanx. *Equine vet. J.* 40 (1) pp. 57-63.
118. NOGUÉS, M. R. (2008) Factores que modifican la absorción transcutánea de los fármacos. Absorción cutánea. Capítulo 20. Farmacología en masoterapia. En: *Farmacología para fisioterapeutas*. Editado por Editorial Medica Panamericana S.A.. Madrid, España. ISBN 978-84-9835-174-3, pp. 239-240.
119. OLIVE, J. (2010) Distal interphalangeal articular cartilage assessment using low-field magnetic resonance imaging. *Veterinary Radiology and Ultrasound*, Vol. 51, Nº3, pp. 259-266.
120. OLIVE, J.; D'ANJOU, M. A.; ALEXANDER, K.; BEAUCHAMP, G.; THEORET, C. L. (2010) Correlation of signal attenuation-based quantitative magnetic resonance imaging with quantitative computed tomographic measurements of subchondral bone mineral density in metacarpophalangeal joints of horses. *AJVR*, Vol. 71, Nº4, pp. 412-420.
121. OLIVE, J.; D'ANJOU, M. A.; GIRARD, C.; LAVERTY, S.; THEORET, C. (2010b) Fat-suppressed spoiled gradient-recalled imaging of equine metacarpophalangeal articular cartilage. *Veterinary Radiology and Ultrasound*. Vol. 51, Nº2, pp. 107-115.
122. OLIVIE, J.; D'ANJOU, M. A.; ALEXANDER, K.; LAVERTY, S.; THEORET, C. (2010c) Comparison of magnetic resonance imaging, computed tomography, and radiography for assessment of noncartilaginous changes in equine metacarpophalangeal osteoarthritis. *Veterinary Radiology and Ultrasound*. Vol. 51, Nº3, pp. 267-279.

123. ORELLANA, N. G. (2012) Estudio comparativo de la articulación escapulo-humeral del canino mediante artroscopia y resonancia magnética. Tesis Doctoral. Facultad de Veterinaria. Universidad de León.
124. PACHECO, D. (2004) Edema. Capítulo 2: Agua y electrolitos, equilibrio hidroelectrolítico y ácido base. En: Bioquímica médica. Editado por LIMUSA S. A. de C. V. GRUPO NORIEGA EDITORES. MÉXICO, D. F., ISBN 968-18-6468-9, p. 62.
125. PARK, R. D. (2004) Anatomía radiográfica normal para la evaluación de las claudicaciones del caballo. En: Adams: Claudicación en el caballo. Editado por T.S Stashak. 5ªed. – Inter-Médica, Buenos Aires: Argentina, pp. 217-307.
126. PARK, R. D.; NELSON, TH. R.; HOOPES, P. J. (1987) Magnetic resonance imaging of the normal equine digit and metacarpophalangeal joint. *Veterinary Radiology*, Vol. 28, No. 4, pp. 105-116.
127. PARKER, T. J. y HASWELL, W. A. (1991). Zoología. Cordados. Volumen 2. Revisión de NADAL, J. Editorial Reverté S. A. ISBN-84-291-1839-X.
128. PEÑA, F. J. (2011) Alteraciones morfológicas de las extremidades de los equinos; diagnóstico, incidencia y estudio de las correlaciones entre éstas y las enfermedades del aparato locomotor. Tesis Doctoral. Facultad de Veterinaria. Universidad de León.
129. PEREYRA, E.C.; CUNS, M.C. (1992) Biomecánica podal. Estudio de las palancas falangianas. Ed. Hemisferio Sur. Montevideo. Uruguay.
130. PEREYRA, E.C. (2003) Últimos avances científicos en la etiopatogenia de la infosura equina. XII Congreso SECIVE. Facultad de Veterinaria de León. 21-23 de marzo.
131. PEREYRA, E. C. (2007) Conformación anatómica del pie equino. En: 2 A ANATOMÍA.pdf. Presentación PowerPoint de las clases dictadas en la Facultad veterinaria de la Universidad de la República Oriental del Uruguay durante el segundo semestre de 2007. Publicado en la red el 31 de octubre de 2007. Pag. 27. Consultado el 25 de febrero de 2013. Dirección web: www.vet.uy.com/articulos/equinos/050/0043/eq043.htm.
132. PEREYRA, E.C.; SÁNCHEZ, J. (2011) "Síndrome Infosura". Plan Docente de Clínica Quirúrgica. Licenciatura en Veterinaria. Universidad de LEÓN.
133. PIRES, A. (1949) Capítulo 6: Pododermatitis. En: Tratado de las enfermedades del pie del caballo. Editado por Editorial Guillermo Kraft Limitada, pp. 147-224.
134. PIRES, A.; LIGHTTOWLER, C. H. (1989) Anatomía y fisiología del pie. Síntomas y diagnóstico de las enfermedades del pie. En: Tratado de las enfermedades del pie del

- caballo. Tomo I. Segunda edición. Ed. Hemisferio Sur. Buenos Aires. Argentina, pp. 21-50; 101-152.
135. PODADERA, J. M.; BELL, R. J.; DART, A. J. (2010) Using magnetic resonance imaging to diagnose nondisplaced fractures of the second phalanx in horses. *Australian Veterinary Journal* Volume 88, N° 11, Noviembre 2010, pp. 439-442.
136. POIRIER, J.; RIBADEAU DUMAS, J. L.; CATALA, M.; ANDRÉ, J. M.; GHERARDI, R.; BERNAUDIN, J. F. (2002) *Histología*. Edición española. Editado por MASSON S. A. ISBN 84-458-1137-1.
137. POLLIT, C.C. (1998) Estructura y función. En: *Atlas en Color El Pie del Caballo*. Ed. Harcourt Brace. Madrid. España. ISBN 84 8174-397-6, pp. 7-45.
138. POLLIT, C.C. (1998b) Infosura. En: *Atlas en Color El Pie del Caballo*. Ed. Harcourt Brace. Madrid. España. ISBN 84 8174-397-6, pp. 169-205.
139. POLLIT, C.C. (2000) Síndrome podotroclear. Primer curso de postgrado. El pie equino, 18 y 19 de agosto de 2000. Volumen 4. Colegio Médico Veterinario de Córdoba. Argentina.
140. POLLIT, C.C. (2000b) Fisiología y patologías. Infosura. Primer curso de postgrado. El pie equino, 18 y 19 de agosto de 2000. Volumen 4. Colegio Médico Veterinario de Córdoba. Argentina.
141. POLLIT, C. C. (2003) Equine laminitis. Sumario de AAEP, pp. 103-115.
142. POLLIT, C.C. (2008) La circulación en el pie; "What is old is new again". El cuidado del infosado agudo. State of the art de la infosura. Cuidados del infosado crónico. I Congreso Internacional de Podología Equina para Herradores y Veterinarios. Valencia. 24-26 de abril.
143. POLLIT, C.C. (2008b) The corium. Capítulo 2. *The Horse's Foot*. En: *Equine Laminitis*. Editado por Rural Industries Research and Development Corporation. Gobierno de Australia. Publicación número 08/062, proyecto N° RIRDC UQ-118^a. ISBN 1-74151-651-X, pp. 8-10.
144. POLLIT, C.C. (2008c) Venography of laminitis. Capítulo 9. *The Horse's Foot*. En: *Equine Laminitis*. Editado por Rural Industries Research and Development Corporation. Gobierno de Australia. Publicación número 08/062, proyecto N° RIRDC UQ-118^a. ISBN 1-74151-651-X, pp. 55-60.
145. PRYDE, J. A. (2009) Inflamación y reparación de tejidos. Parte uno: Patologías y problemas de los pacientes. En: *Agentes Físicos en Rehabilitación. De la investigación*

- a la práctica. Editado en español por Elsevier España S. L., tercera edición, Barcelona, España, ISBN de la edición española 987-84-8086-432-9, pp. 25-48.
146. RODRÍGUEZ, J.; WHYTE, A.; VILORIA, A. (1994) Fases de la cicatrización. Tema 5: Cicatrización y complicaciones de la cicatrización. En: Cirugía veterinaria. Editado por McGRAW-HILL-INTERAMERICANA DE ESPAÑA. Primera edición. Madrid. España, ISBN 84-486-0037-1, pp. 63-67.
 147. ROSS, M. H. y PAWLINA, W. (2008) Histología: texto y atlas color con biología celular y molecular 5ª edición. Editado por Editorial Médica Panamericana, S. A. ISBN 978-950-06-0435-02.
 148. RUIZ, J. C. (2002) Capítulo 1: Cuello. En: Anatomía Topográfica. Editado por la Universidad Autónoma de Ciudad Juárez. Méjico. ISBN 968-7845-37-6, p. 21.
 149. RUOHONIEMI, M.; KÄRKKÄINEN, M.; TERVAHARTIALA, P. (1997) Evaluation of the variably ossified collateral cartilages of the distal phalanx and adjacent anatomic structures in the finnhorse with computed tomography and magnetic resonance imaging. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, Vol. 38, No. 5, pp 344-351.
 150. SAAR, L. I.; GETTY, R. (2003) Sistema linfático de los equinos. En: Anatomía de los animales domésticos. Tomo I. Editado por Getty, R. Ed. Masson. 5ª edición. Barcelona. España, pp. 690-702.
 151. SAMPSON, S. N.; SCHNEIDER, K. R.; GAVIN, P. R.; HO, C.P.; TUCKER, R. L.; CHARLES, E. M. (2009) Magnetic resonance imaging findings in horses with recent onset navicular syndrome but without radiographic abnormalities. *Veterinary Radiology and Ultrasound*. Vol. 50, N°4, pp. 339-346.
 152. SÁNCHEZ, J. (1999) Proyecto Docente de Cirugía y Podología Veterinaria. Universidad de León.
 153. SÁNCHEZ, J. (2005) Anatomía, fisiología y biomecánica del pie del caballo. Curso: Clínica del pie del Caballo. Zamora (España), 20-22 de Enero.
 154. SÁNCHEZ, J. (2007) Exploración y Diagnóstico de las Claudicaciones en el Caballo. Enfermedades sépticas del pie del caballo. Plan docente de Clínica Quirúrgica. Universidad de León. España.
 155. SÁNCHEZ, J. y PEREYRA, E. C. (2009). Anatomía, fisiología y biomecánica aplicadas del equino. CURSO DE PODIATRÍA. Organizado por IVSA León y el Departamento de Medicina, Cirugía y Anatomía de la Universidad de León. Celebrado en León los días 6, 7 y 8 de noviembre de 2009.

156. SÁNCHEZ, J. y PEREYRA, E. C. (2009). Anatomía, fisiología y biomecánica aplicadas del equino. Plan docente de clínica quirúrgica. Facultad de Veterinaria. Universidad de León.
157. SANCHEZ, J.; GONZALO-ORDEN, J. M.; GINJA, M. M. D.; OLIVEIRA, P. A.; REYES, L. E.; SERANTES, A. E.; ORDEN M. A. (2010) Imagin diagnosis-medullary tibial infarction in a horse. *Veterinary Radiology and Ultrasound*. Vol. 51, N°2, pp. 159-161.
158. SANCHEZ-VALLE, J. (2008) Aplicación del análisis de imágenes obtenidas con nuevas técnicas al estudio de la clínica de las extremidades de los equinos. Tesis Doctoral. Facultad de Veterinaria. Universidad de León.
159. SANCHIS, V y GOMAR, F. (1992) Anatomía descriptiva y funcional del ligamento cruzado anterior. Implicaciones clínico-quirúrgicas. *Rev Esp Cir Osteoartr* Vol. 27, N° 157, pp 33-42.
160. SANDOVAL, J. (1998) Formaciones protectoras del órgano digital. Capítulo 24. En: *Tratado de anatomía veterinaria*. Tomo II. Editado por José Sandoval Juárez. ISBN 84-605-1299-1; pp. 287-291.
161. SANDOVAL, J. (1998b) Miembro torácico. Miembro pelviano. Dedo y órgano digital del caballo. En: *Tratado de anatomía veterinaria*. Tomo II: Aparato locomotor. 3ª edición. Ed. Sorles. Valdelafuente. España. 89-290.
162. SCHALLER, O. (1996) Osteologia, Osteología. Arthrologia, Artrología. Myologia, Miología. Angiologia, angiología. Integumentum commune, Tegumento común. Sistema nervosum periphericum, Sistema nervioso periférico. Sistema nervioso. En: *Nomenclatura anatómica veterinaria ilustrada*. Editado por Schaller. Ed. Acribia. Zaragoza. España. 10-139, 242-411, 544-561.
163. SCHRAMME, M.; KEREKES, Z.; HUNTER, S.; NAGY, K.; PEASE, A. (2009) Improved identification of the palmar fibrocartilage of the navicular bone with saline magnetic resonance bursography. *Veterinary Radiology and Ultrasound*. Vol. 50, N°6, pp. 606-614.
164. SCHRAMME, M.; KEREKES, Z.; HUNTER, S.; LABENS, R. (2010) MR imaging features of surgically induced core lesions in the equine superficial digital flexor tendon. *Veterinary Radiology and Ultrasound*. Vol. 51, N°3, pp. 280-287.
165. SELBERG, K.; WERPY, N. (2011) Fractures of the distal phalanx and associated soft tissue and osseous abnormalities in 22 horses with ossified sclerotic unguis cartilages

- diagnosed with magnetic resonance imaging. *Veterinary Radiology & Ultrasound*. Vol. 52, N°4, pp. 394-401.
166. SHERLOCK, C. E.; MAIR, T. S.; BRAAKE, F. T. (2009) Osseous lesions in the metacarpo(tarso)phalangeal joint diagnosed using low-field magnetic resonance imaging in standing horses. *Veterinary Radiology and Ultrasound*. Vol. 50, N°1, 2009, pp. 13-20.
167. SHERLOCK, C. E.; MAIR, T. S.; MURRAY, R. C.; BLUNDEN, T. S. (2010) Magnetic resonance imaging features of serous atrophy of bone marrow fat in the distal limb of three horses. *Veterinary Radiology & Ultrasound*. Vol. 51, N° 6, pp. 607-613.
168. SHOKRY, M. y LOTFI, M. M. (1984) Malignant perianal melanoma in a horse. *Mod. Vet. Prat.* Vol. 65, pp. 226.
169. SILVERTHORN, D. U.; JONHSON, B. R.; OBER, W. C. (2008). Capítulo 5: Dinámica de las membranas. En: *Fisiología Humana. Un enfoque integrado*. Editado en español por Editorial Médica Panamericana S. A. Cuarta edición, primera reimpresión. Buenos Aires. Argentina, ISBN 978-950-06-1982-0, pp. 128-173.
170. SISSON, S. (1982) Capítulo 16: Sindesmología de los equinos. Articulaciones del miembro torácico. Articulaciones del miembro pelviano. *Miología en los equinos. Integumento común*. En: *Anatomía de los animales domésticos. Tomo I*. Editado por Salvat Editores S. A. Quinta edición. Barcelona. España, pp. 392-422.
171. SISSON, S. (1982b) Corion del casco. Integumento común. En: *Anatomía de los animales domésticos. Tomo I*. Editado por Salvat Editores S. A. Quinta edición. Barcelona. España, ISBN 968-32-0254-3, pp. 814-817.
172. SISSON, S. (2003) Capítulo 16: Sindesmología de los equinos. Articulaciones del miembro torácico. Articulaciones del miembro pelviano. *Miología en los equinos. Integumento común*. En: *Anatomía de los animales domésticos. Tomo I*. Editado por Getty, R. Ed. Masson. 5ª edición. Barcelona. España. 398-419, 423-507, 809-817.
173. SLANINA, L. *et al.*(1978) Kongenital neurofibromatose der haut bei kalbern. *Dtsch. Tierarztl. Wochenschr.* Vol. 85, pp. 41.
174. SMITH, M. A.; DYSON, S. J.; MURRAY, R. C. (2008) Is a magic angle effect observed in the collateral ligaments of the distal interphalangeal joint or the oblique sesamoidean ligaments during standing magnetic resonance imaging?. *Veterinay Radiology and Ultrasound*. Vol. 49, N°6, pp. 509-515.
175. SMITH, M. A.; DYSON, S. J.; MURRAY, R. C. (2008b) Is a magic angle effect observed in the collateral ligaments of the distal interphalangeal joint or the oblique

- sesamoidean ligaments during standing magnetic resonance imaging?. *Veterinary Radiology and Ultrasound*. Vol. 49, N°6, pp. 509-515.
176. SMITH, S.; DYSON, S. J.; MURRAY, R. C. (2008) magnetic resonance imaging of distal sesamoidean ligament injury. *Veterinary Radiology and Ultrasound*. Vol. 49, N°6, pp. 516-528.
177. SMITH, M. A.; DYSON, S. J.; MURRAY, R. C. (2011) The appearance of the equine metacarpophalangeal region of high-field vs. Standing low-field magnetic resonance imaging. *Veterinary Radiology & Ultrasound*. Vol. 52, N° 1, pp. 61-70.
178. SPRIET, M.; MAI, W.; MCKINIGHT, A. (2007) Asymmetric signal intensity in normal collateral ligaments of the distal interphalangeal joint in horses with a low-field MRI system due to the magic angle effect. *Veterinary Radiology & Ultrasound*. Vol. 48, No. 2, pp. 95-100.
179. SPRIET, M.; MCKINIGHT, A. (2009) Characterization of the magnetic angle effect in the equine deep digital flexor tendon using a low-field magnetic resonance system. *Veterinary Radiology and Ultrasound*. Vol. 50, N°1, pp. 32-36.
180. SPRIET, M.; WISNER, E. R.; ANTHENILL, L. A.; BUONOCORE, M. H. (2011) Determination of T1 relaxation time of normal equine tendons using magic angle magnetic resonance imaging. *Veterinary Radiology & Ultrasound*. Vol. 52, N° 2, pp. 149-153.
181. STECKEL, R. R. (1992) Heridas punzantes, abscesos, intertrigo y podredumbre de ranilla. En: *Terapéutica actual en medicina equina 2*. Editado por Inter.-médica S.A.I.C.I. ISBN 950-555-134-7, pp. 284-290.
182. STEVENS, A.; LOWE, J. (2006) *Histología humana*. Edición española de la 3ª edición. Editado por Elsevier España S.A. ISBN 84-8174-882-X.
183. TAPPRES, J.; AUDIGIE, F.; RADIER, C.; ANGLADE, M.C.; VOISIN, M.C.; FOUCHER, N.; CLOLLOBERT-LAUGIER, C.; MATHIEU, D.; DENOIX, J.M. (2003) Magnetic resonance imaging for the diagnosis of stress fractures in a horse. *Vet. Radiol. Ultrasound*, Vol. 44, No. 4, pp. 438-442.
184. TAYLOR, M. P. y CLARKE, K. W. (1999) *Handbook of Equine Anaesthesia*. Editado por W. B. SAUNDERS. ISBN 0-7020-18066
185. TNIBAR, M. A.; AUER, J. A.; BAKKALI, S. (1999) Ultrasonography of the equine shoulder; technique and normal appearance. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, Vol. 40, No. 1, pp. 44-57.

186. VALDERRAMA-CANALES, F. J. (2011). Bioestructura del tendón: análisis morfológico microscópico y macroscópico. I congreso internacional de electrólisis percutánea intratisular, celebrado en Madrid el 12 de noviembre de 2011, (www.congresoepi2011.es).
187. VAN SICKLE, D C.; DELLMANN, H. D.; BROWN, E. M. (1993). Tejidos conjuntivo y de sotén. En: Histología Veterinaria 2ª edición. De DELLMANN, H. D. Editado por Editorial Acribia, S.A., ISBN 84-200-0755-2, pp. 31-58.
188. VILAR, J. (1991). Semiología fundamental. En Resonancia Magnética. Diagnóstico por la imagen. De VILAR, J. y MARTÍ-BONMATÍ, L. Editado por SALVAT EDITORES, S.A. Barcelona. ISBN 84-345-2256-X, pp. 17-26.
189. VILAR, J. y MARTÍ-BONMATÍ, L. (1991) Resonancia Magnética. Diagnóstico por la imagen. Editado por SALVAT EDITORES, S.A. Barcelona. ISBN 84-345-2256-X.
190. VOET, D. y VOET, J. G. (1992). Bioquímica. Edición en español. Editado por Ediciones Omega S.A. ISBN 84-282-0906-5.
191. VOLKERING, M. E. (2009) Variation of skin thickness over the equine body and the correlation between skin fold measurement and actual skin thickness. Trabajo de investigación tutelado por J. M. Wilmink y M. Moleman. Faculty of Veterinary Medicine, University Utrecht.
192. WELSCH, U. (2009) Sobotta, Welsch, Histología. 2ª edición. Editado por Editorial Médica Panamericana S. A. ISBN 978-84-9835-178-I.
193. WERPY, N.M.; HO, C. P.; KAWCAK, C. E. (2010) Magic angle effect in normal collateral ligaments of the distal interphalangeal joint in horses imaged with a high-field magnetic resonance imaging system. Veterinary Radiology and Ultrasound. Vol. 51, N°1, pp. 2-10.
194. WERPY, N. M.; HO, C. P.; PEASE, A. P.; KAWCAK, C. E. (2011) The effect of sequence selection and field strength on detection of osteochondral defects in the metacarpophalangeal joint. Veterinary Radiology & Ultrasound. Vol. 52, N° 2, pp. 154-160.
195. WHITTON, R. C.; BUCKEY, C.; DONOVAN, T.; WALES, A. D.; DENNIS, R. (1998) Diagnosis of lameness associated with distal limb pathology in a horse: a comparison of radiography, computed tomography and magnetic resonance imaging. The Veterinary Journal. 155, pp. 223-229.

196. WIDMER, W. R.; BUCKWALTER, K. A.; HILL, M. A.; FESSLER, J. F.; IVANCEVICH, S. (1999) A technique for magnetic resonance imaging of equine cadaver specimens. *Vet. Radiol. Ultrasound* 40, pp. 10-14.
197. WORLD ASSOCIATION OF VETERINARY ANATOMISTS; INTERNATIONAL COMMITTEE ON VETERINARY ANATOMICAL NOMENCLATURE (1968). *Nómina Anatómica Veterinaria*. Editado por International Committee on Veterinary Anatomical Nomenclature.
198. WYN-JONES, G. (1992) Diagnóstico de las causas de las cojeras. *Enfermedades del pie y de la parte distal del miembro anterior. Enfermedades de la parte proximal del miembro anterior. Enfermedades de la parte proximal del miembro posterior*. En: *Enfermedades Ortopédicas de los Equinos*. Editorial Hemisferio Sur S.A. primera edición. Buenos Aires. Argentina: pp. 1-18; 34-85; 86-114; 115-159.
199. YOUNG, B. y HEATH, J. W. (2000) *Wheater's Histología funcional*. Editado por Ediciones Harcourt, S. A. ISBN edición española 84-8174-499-9
200. ZANI, D. D.; DE ZANI, D.; BIGGI, M.; SCANDELLA, M.; TRAVETTI, O.; DI GIANCAMILLO, M. (2009) Use of magnetic resonance imaging in the diagnosis of bone marrow edema in the equine distal limb: six cases. *Vet. Res. Commun.* 33, (Suppl. 1), pp. 225-228.
201. ZARUCCO, L.; WISNER, E. R.; SWANSTROM, M. D.; STOVER, S. M. (2006) Image fusion of computed tomographic and magnetic resonance images for the development of a three-dimensional musculoskeletal model of the equine forelimb. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, Vol. 47, No. 6, pp. 553-562.
202. ZUBROD, C. J.; FARNSWORTH, K. D.; TUCKER, R. L.; RAGLE, C. A. (2005) Injury of the collateral ligaments of the distal interphalangeal joint diagnosed by magnetic resonance. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, Vol. 46, No. 1, pp. 11-16.