

**U. PORTO**



INSTITUTO DE CIÊNCIAS BIOMÉDICAS ABEL SALAZAR  
UNIVERSIDADE DO PORTO

Relatório Final de Estágio  
Mestrado Integrado em Medicina Veterinária

**A IMPORTÂNCIA DA RESSONÂNCIA MAGNÉTICA NA CLÍNICA DE  
EQUINOS**

Mariana Esteves Vieira

Orientador  
**Professor Dr. Tiago de Melo Silva Ramos Pereira**

Co-Orientadores  
**Dr. Klaus Hopster**  
**Dr. Roland Perrin**

Porto 2015

Relatório Final de Estágio  
Mestrado Integrado em Medicina Veterinária

**A IMPORTÂNCIA DA RESSONÂNCIA MAGNÉTICA NA CLÍNICA DE  
EQUINOS**

Mariana Esteves Vieira

Orientador  
**Professor Dr. Tiago de Melo Silva Ramos Pereira**

Co-Orientadores  
**Dr. Klaus Hopster**  
**Dr. Roland Perrin**

Porto 2015

## RESUMO

A presente dissertação no âmbito do Mestrado Integrado em Medicina Veterinária surge na sequência do estágio curricular em Medicina e Cirurgia de Equinos. Durante o período de estágio no Hospital de Equinos de Hannover tive oportunidade de trabalhar em diferentes especialidades, como medicina interna, ortopedia, cirurgia e de acompanhar o serviço de urgência. Para além da clínica, participei em diversas palestras e aulas teórico-práticas sobre as diferentes especialidades.

Durante o período de estágio na Clínica de Equinos Desbrosse a componente de medicina ambulatória foi muito forte. Todos os dias tive oportunidade de acompanhar casos completamente diferentes e de diversas áreas, sendo que a medicina desportiva e ortopedia foram a grande maioria.

A escolha de locais tão distintos permitiu-me contactar com duas realidades completamente opostas na clínica de equinos. Por um lado, um ambiente hospitalar e universitário, com médicos, professores e outros estudantes e estagiários. Por outro lado uma clínica pequena, particular, sendo a única estagiária e onde, ao contrário do primeiro local, a maioria dos médicos veterinários não eram especializados. Foi muito importante e enriquecedor contactar com estas duas realidades, cada uma com os seus desafios.

Ao longo do estágio a ressonância magnética despertou muito o meu interesse. É um tema atual e cada vez mais importante na clínica de equinos. Ambos os locais de estágio dispunham deste método de diagnóstico, sendo que o primeiro estava equipado com um sistema de alto campo e o segundo com um sistema de baixo campo. Na maioria dos casos acompanhados, independentemente da patologia ou do sistema do equipamento, foi reveladora a importância da ressonância magnética para o diagnóstico, prognóstico e decisão terapêutica das patologias. Foi nesse sentido que escrevi este trabalho, começando por realçar a física envolvida na obtenção da imagem, sendo um conhecimento essencial para melhor compreender todas as funcionalidades e potencialidades deste exame.

**Palavras-chave:** ressonância magnética, sequência, imagem, intensidade de sinal, campo magnético, equino.

## AGRADECIMENTOS

Todo o meu percurso académico bem como a realização deste trabalho só foram possíveis graças ao apoio de professores, colegas, amigos e familiares. A todos deixo o meu agradecimento, particularmente:

Ao meu orientador, Prof. Dr. Tiago Pereira, pelo apoio ao longo de todas as etapas do meu estágio, pela disponibilidade, simpatia e tranquilidade transmitida.

Aos meus co-orientadores, Dr. Klaus Hopster e Dr. Roland Perrin, pelo conhecimento transmitido e apoio durante o estágio.

A toda a equipa do Hospital de Equinos de Hannover, médicos veterinários, internos, técnicos e estudantes, pelo acolhimento e amizade. Um obrigado especial à Dr<sup>a</sup>. Maren Hellige e à Dr<sup>a</sup>. Christin Schoppe, pelas conversas e pelo apoio para a realização deste trabalho.

A toda a equipa da Clínica de Equinos Desbrosse, em especial à Dr<sup>a</sup>. Hélène Guiteras, não só pelo apoio para a realização deste trabalho, como pelos momentos mais descontraídos e mais tranquilos durante os longos exames de ressonância magnética.

A todos os meus amigos e colegas, em especial à Rita, Sandrina, Joana, Renata e Tânia, que ao longo destes seis anos estiveram sempre presentes, em todos os momentos, em todas as batalhas. Obrigada Rita e Sandrina, pela paciência nestes últimos dias.

À Ana Clara Correia, pela amizade, apoio e por todos os momentos de descontração após os longos dias de trabalho.

A todos os docentes do ICBAS por contribuíram para a minha formação direta ou indiretamente, obrigada pelo conhecimento e pela preparação para o mundo do trabalho.

Por último agradeço ao André e à minha família, por estarem sempre presentes, atentos, pela paciência e pelo apoio incondicional.

## ÍNDICE GERAL

RESUMO .....	ii
AGRADECIMENTOS .....	iii
ÍNDICE GERAL .....	iv
LISTA DE ABREVIATURAS.....	v
CASUÍSTICA E PROCEDIMENTOS.....	vi
I. INTRODUÇÃO .....	1
II. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....	2
Princípios básicos .....	2
Equipamento.....	11
Sistema de alto campo .....	13
Sistema de baixo campo .....	14
Aquisição da imagem .....	15
Qualidade da imagem .....	17
Artefactos.....	17
Meios de contraste .....	19
Interpretar a imagem.....	20
III. CASOS CLÍNICOS.....	24
Caso 1 .....	24
Caso 2.....	25
Caso 3 .....	26
IV. DISCUSSÃO DOS CASOS CLÍNICOS .....	27
V. CONCLUSÃO.....	31
VI. BIBLIOGRAFIA.....	32
VII. ANEXOS .....	34
Imagens de RM dos casos clínicos .....	34
Caso 1 .....	34
Caso 2 .....	36
Caso 3 .....	37

## LISTA DE ABREVIATURAS

- **AIFD** – articulação interfalângica distal
- **AIFP** – articulação interfalângica proximal
- **BID** – duas vezes ao dia
- **CM** – campo magnético
- **cm** – centímetro
- **CME** – campo magnético externo
- **CMI** – campo magnético interno
- **DP** – densidade protónica
- **FLAIR** – *fluid attenuated inversion recovery*
- **FM** – força magnética
- **FP** – frequência de precessão
- **G** – Gauss
- **Hz** – Hertz
- **IS** – intensidade de sinal
- **kg** – quilogramas
- **mg** – miligramas
- **ML** – magnetização longitudinal
- **ml** – mililitros
- **ms** – milissegundos
- **MT** – magnetização transversal
- **ppm** – partes por milhão
- **RF** – radiofrequência
- **RM** – ressonância magnética
- **SAC** – sistema de alto campo
- **SBC** – sistema de baixo campo
- **STIR** – *short  $\tau$  inversion recovery*
- **T** – Tesla
- **TE** – tempo de eco
- **TFDP** – tendão flexor digital profundo
- **TFDS** – tendão flexor digital superficial
- **TI** – tempo de inversão
- **TR** – tempo de repetição

## CASUÍSTICA E PROCEDIMENTOS

### Casuística no Hospital de Equinos de Hannover

<b><i>Sistema Digestivo</i></b>	<b>33</b>
Patologia dentária e de estruturas orais	7
Cólica médica*	13
Cólica cirúrgica*	6
Disfagia – hipomotilidade esofágica	1
Obstrução esofágica	1
Hipomotilidade gástrica e dudodeno proximal	1
Síndrome úlcera gástrica	2
Colite	2

\* a diferenciação refere-se à abordagem terapêutica e não a uma caracterização clínica.

<b><i>Sistema Respiratório</i></b>	<b>13</b>
Timpanismo das bolsas guturais	3
Empiema das bolsas guturais	1
Hemiplegia laríngea	1
Traqueíte	1
Broncopneumonia	3
Doença pulmonar obstrutiva crónica	4

<b><i>Sistema Oftalmológico</i></b>	<b>8</b>
Uveíte recorrente equina	5
Queratite	1
Carcinoma das células escamosas da membrana nictitante	2

<b><i>Sistema Cardiovascular</i></b>	<b>9</b>
Bloqueio atrioventricular	1
Regurgitação aórtica	3
Regurgitação tricúspide	1
Regurgitação mitral	2
Tromboflebite	2

<b><i>Sistema Músculo-esquelético</i></b>	<b>18</b>
Abcesso sub-solar	1
Artrose	3
Osteocondrose/Osteocondrite dissecante	3
Laceração de tecidos moles	6
Tendinite do TFDS/ TFDP	2
Fratura	2
Fissura	1

<b><i>Sistema Génito-urinário</i></b>	<b>1</b>
Cistite	1

<b><i>Outros</i></b>	<b>7</b>
Síndrome “Headshaking “ idiopática	2
Febre de origem desconhecida	2
Dermatite alérgica	2
Melanoma retrobulbar	1

Casuística na Clínica de Equinos Desbrosse

<b><i>Sistema Digestivo</i></b>	<b>15</b>
Cólica médica*	7
Cólica cirúrgica*	2
Obstrução esofágica	1
Gastrite	1
Síndrome úlcera gástrica	2
Hérnia abdominal por rutura traumática dos músculos retos abdominais	1
Colite	1

\* a diferenciação refere-se à abordagem terapêutica e não a uma caracterização clínica.

<b><i>Sistema Respiratório</i></b>	<b>8</b>
Osteomielite da cavidade nasal	1
Quisto ósseo do seio maxilar caudal	1
Faringite	2
Enfisema pulmonar	2
Broncopneumonia	2

<b><i>Sistema Oftalmológico</i></b>	<b>10</b>
Uveíte recorrente equina	2
Queratite	4
Cataratas	1
Conjuntivite bilateral	2
Melanoma da câmara anterior	1

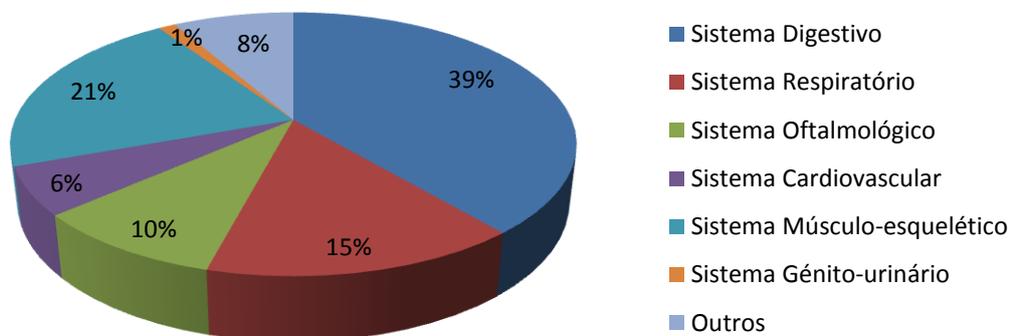
<b><i>Sistema Cardiovascular</i></b>	<b>5</b>
Bloqueio atrioventricular	1
Regurgitação aórtica	1
Tromboflebite	3

<b>Sistema Músculo-esquelético</b>	<b>81</b>
Abcesso sub-solar	2
Osteíte podal	1
Síndrome digital palmar: desmite dos ligamentos colaterais da AIFD	4
Síndrome digital palmar: desmite ligamento sesamoide ímpar distal	2
Síndrome digital palmar: edema ósseo da terceira falange	5
Síndrome digital palmar: sinovite da AIFD	5
Síndrome digital palmar: bursite do navicular	14
Artrose	9
Osteocondrose/Osteocondrite dissecante	8
Desmite proximal do ligamento suspensor do boleto	6
Tendinite do TFDS/TFDP	2
Laceração de tecidos moles	8
Quisto ósseo	7
Fratura	4
Condrodisplasia	3

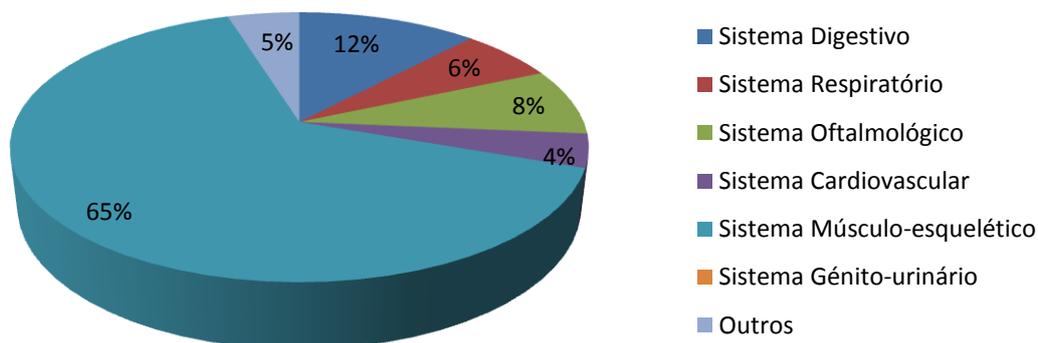
<b><i>Outros</i></b>	<b>6</b>
Criptosporidiose	1
Fleimão	1
Febre de origem desconhecida	1
Dermatite alérgica	3

## Estatística da Casuística – Divisão por Sistemas

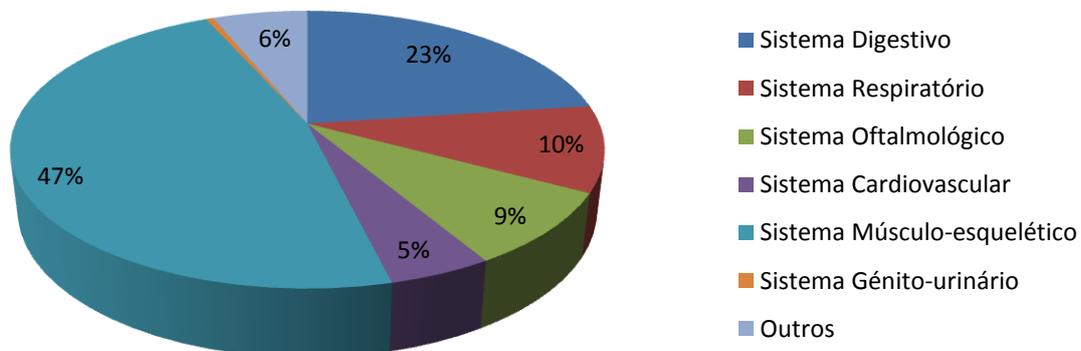
**Gráfico 1** – distribuição da casuística durante o período de estágio no Hospital de Equinos de Hannover:



**Gráfico 2** – distribuição da casuística durante o período de estágio na Clínica de Equinos Desbrosse:



**Gráfico 3** – distribuição global da casuística durante o período de estágio:



Procedimentos no Hospital de Equinos de Hannover

Infiltrações*	<b>9</b>	Biópsia de massas	<b>1</b>
Bloqueios anestésicos*	<b>8</b>	Endoscopia do trato respiratório superior*	<b>12</b>
Ecografia abdominal*	<b>23</b>	Lavagem bronco-alveolar	<b>2</b>
Ecografia dos membros*	<b>13</b>	Gastroscoopia*	<b>6</b>
Ecografia do tórax*	<b>8</b>	Entubação nasogástrica*	<b>18</b>
Raio X cabeça*	<b>6</b>	Palpação retal*	<b>21</b>
Raio X torácico*	<b>10</b>	Sutura de lacerações	<b>7</b>
Raio X membros*	<b>12</b>	Exame de claudicação/Performance desportiva	<b>10</b>
Ecocardiografia	<b>5</b>	RM	<b>8</b>
Exame dinâmico de eletrocardiografia	<b>5</b>	Tomografia computadorizada	<b>3</b>
Biópsia pulmonar	<b>2</b>	Consulta de ato de compra	<b>4</b>
Aspiração traqueal	<b>6</b>	Eutanásia química	<b>5</b>
Teste de absorção de xilose	<b>1</b>	Cirurgia (artroscopia – 3, vitrectomia – 4, laparotomia exploratória – 4; enucleação – 1, trepanação dos seios paranasais – 1, extração de dentes – 6, extração de tumores – 3, fenestração a laser do septo medial entre as bolsas guturais – 3)	<b>25</b>

Procedimentos na Clínica de Equinos Desbrosse

Mesoterapia do dorso	<b>28</b>	Termografia*	<b>3</b>
Infiltrações*	<b>38</b>	Endoscopia do trato respiratório superior*	<b>4</b>
Bloqueios anestésicos*	<b>40</b>	Gastroscoopia*	<b>5</b>
Ecografia do dorso*	<b>13</b>	Entubação nasogástrica*/**	<b>18</b>
Ecografia abdominal*	<b>4</b>	Palpação retal*	<b>20</b>
Ecografia dos membros*	<b>37</b>	Sutura de lacerações	<b>7</b>
Raio X cabeça*	<b>2</b>	Exame de claudicação/Performance desportiva	<b>53</b>
Raio X torácico*	<b>2</b>	RM	<b>22</b>
Raio X membros*	<b>48</b>	Consulta de ato de compra	<b>3</b>
Raio X dorso*	<b>30</b>	Grosagem de dentes	<b>4</b>
Eletrocardiografia	<b>20</b>	Eutanásia química	<b>5</b>
Transfusão sangue/plasma*	<b>2</b>	Cirurgia (18 – ortopédica, das quais 4 artroscopia; 4 – orquiectomia; 2 – laparotomia exploratória)	<b>24</b>

Procedimentos realizados ou assistidos durante o período de estágio, não incluindo procedimentos de rotina como exame do estado geral, administração de medicação, colocação de cateter, monitorização da progressão de lesões tendinosas e ligamentares, recolhas de amostras sanguíneas, esfregaços, coprologias, mudanças de pensos/ligaduras, vacinações e ferrações;

\* refere número de casos clínicos e não número de procedimentos, já que podem ter sido repetidamente realizados no mesmo paciente;

\*\* na clínica referida era procedimento normal a entubação nasogástrica de pacientes imediatamente no pós-cirúrgico para administração de uma mistura de Post-Act® (alguns componentes: fibra, cálcio, proteína, celulose, sódio, magnésio, fósforo), parafina e carvão ativado para a prevenção de formação de úlceras gástricas;

## I. INTRODUÇÃO

A ressonância magnética (RM) é o método de diagnóstico por imagem que requer o maior e mais profundo conhecimento da física subjacente. Desde a época de Röntgen que nenhuma outra técnica de imagiologia despertava tanto interesse e potencial. A sua origem é fruto do trabalho e investigação ao longo de mais de 100 anos de muitos cientistas, incluindo Tesla, Lamor, Rabi, Bloch, Purcell, Lauterbur e Mansfield (Murray, 2011).

Os primeiros exames em equinos vivos realizaram-se em 1997 em Washington e desde então mais de 40,000 equinos foram examinados, considerando apenas sistemas de baixo campo (SBC) (Hallmarq Veterinary Imaging, 2015).

Apesar de partilhar algumas características com os outros métodos de diagnóstico por imagem, como a radiologia, a ecografia, a tomografia computadorizada e a cintigrafia nuclear, a RM apresenta características únicas, relacionadas com a física subjacente, envolvida na geração de sinal e formação de imagem, providenciando imagens com detalhe anatómico e informação fisiológica tanto de tecidos moles como do tecido ósseo (Murray, 2011).

A medicina do cavalo atleta é cada vez mais exigente, existindo uma pressão constante no sentido da expansão do conhecimento clínico. O recurso à RM permitiu revolucionar o conhecimento sobre muitas patologias, principalmente patologias relacionadas com o membro distal, mas também localizadas no pescoço e cabeça. Esta permite reter informação valiosa sobre a lesão, não só em termos de diagnóstico, mas principalmente no prognóstico e na escolha do tratamento, tanto médico como cirúrgico (Brogniez, Perrin, Launois, & Vandeweerd, 2013).

Desta forma, a RM tornou-se parte integral e essencial no diagnóstico de claudicações e uma opção realista na investigação de problemas oftalmológicos e neurológicos (Murray R. , 2011).

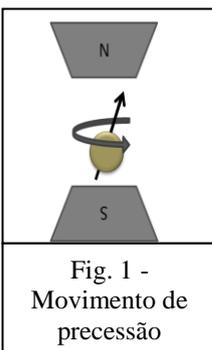
Durante o período de estágio foi possível acompanhar exames de RM, tanto de baixo campo como de alto campo. Foi interessante a oportunidade de observar as diferenças associadas a cada um, como por exemplo a nível da preparação do paciente, da anestesia ou mesmo da imagem final. Na maioria dos casos acompanhados, a RM foi essencial para a obtenção de um diagnóstico preciso, permitindo uma abordagem terapêutica mais fundamentada. A presente dissertação aborda o tema da RM de uma forma generalizada, focando os aspetos mais importantes relacionados com a física subjacente, os princípios práticos básicos para a aquisição de imagem e a descrição anatómica e patológica da mesma.

## II. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

As etapas de um exame de RM, de uma forma muito simplificada, incluem o posicionamento do indivíduo num íman, a emissão de uma onda de rádio, que depois é desligada, seguida da emissão de sinal pelo indivíduo, que é recebido e utilizado para a construção da imagem. Para melhor compreender o funcionamento de um equipamento de RM é necessário rever alguns conhecimentos básicos da física subjacente (Schild, 2009).

### Princípios básicos

Os átomos são constituídos por um núcleo e uma nuvem eletrónica. Do núcleo fazem parte os prótons, partículas com carga positiva que giram à volta de um eixo – “*spinning*” - constantemente. Por outras palavras, os prótons possuem uma rotação ou *spin*. A carga elétrica positiva associada ao próton gira também, criando uma corrente elétrica, que por sua vez induz uma força magnética (FM) ou campo magnético (CM). Assim, cada próton (núcleo de hidrogénio) possui o seu próprio CM e pode ser considerado um pequeno íman (Schild, 2009).



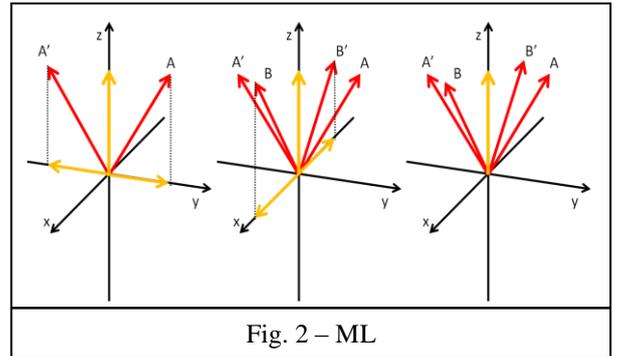
Os prótons estão alinhados ao acaso, mas quando expostos a um campo magnético externo (CME) forte alinham-se tal como a agulha de uma bússola em relação ao CM terrestre. Contudo, os prótons podem alinhar-se de duas formas diferentes: paralela ou antiparalela ao sentido do CM. Estes diferentes tipos de alinhamento dependem de quantidades de energia diferentes; um maior número de prótons alinha-se paralelamente ao sentido do campo, o que corresponde ao nível de menor energia. Outra característica dos prótons é possuírem um movimento chamado precessão, que pode ser comparado ao movimento de oscilação de um pião – em forma de cone (Fig. 1) (Schild, 2009).

É importante saber a velocidade de precessão dos prótons, cuja medida é a frequência de precessão (FP) – número de vezes que o próton precessa num segundo. Para calcular com precisão esta medida utiliza-se a equação de Larmor:  $\omega_0 = \gamma B_0$ , em que  $B_0$  representa a força do CME e é medida em T,  $\gamma$  representa a constante giromagnética, que varia para diferentes materiais e  $\omega_0$  representa a FP em Hertz (Hz). Assim, quanto mais forte o CME, maior a FP (Schild, 2009).

Imaginando um sistema de coordenadas em que o eixo do z corresponde à direção do CM e em que os prótons são ilustrados como vetores - a força ilustrada pelos vetores é a FM dos prótons: sabendo que um maior número de prótons se alinha paralelamente ao sentido do CME,

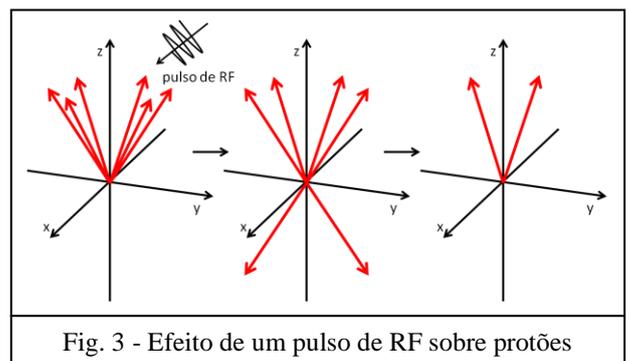
um maior número de vetores é representado com sentido positivo no eixo do z. Forças magnéticas com sentidos opostos anulam-se, e desta forma ficam apenas representados no sistema de coordenadas alguns prótons no sentido positivo do eixo do z (Schild, 2009).

Uma vez que os prótons possuem um movimento de precessão, alguns estarão no sentido positivo do eixo do y ou do x e outros no sentido negativo. A FM destes prótons é representada por duas componentes, uma na direção do eixo do z e outra na direção do eixo do y/x. Esta última componente é anulada e a componente do eixo do z soma-se, adaptando-se num vetor que representa a soma da FM (Fig. 2). Ou seja, o indivíduo comporta-se ele próprio como um ímã, possuindo o seu próprio CM. Este processo é designado por magnetização e, uma vez que se processa no sentido do CME, é considerado magnetização longitudinal (ML). Este vetor é importante uma vez que é utilizado para receber o sinal emitido pelo indivíduo. Contudo, não pode ser medido diretamente, uma vez que apresenta a mesma direção do CME. Para ser medido é necessário utilizar uma magnetização transversal (MT) (Schild, 2009).



Após o paciente estar bem posicionado em relação ao ímã, é enviada uma onda rádio. Ao contrário de outras ondas eletromagnéticas como o raio-X, as ondas rádio não têm energia suficiente para ionizar núcleos, pelo que não provocam danos no DNA celular. A onda enviada é de muito curta duração e designa-se pulso de radiofrequência (RF). O propósito deste pulso de RF é perturbar os prótons que se encontram a precessar alinhados com o CME. Para tal, o pulso de RF tem que ter a mesma frequência que os prótons, de forma a que estes sejam capazes de absorver energia do pulso de RF; este fenómeno designa-se por ressonância – transferência de energia para os prótons (Schild, 2009).

Para melhor explicar o que acontece aos prótons quando absorvem o pulso de RF, imagine-se um conjunto de seis prótons no estado de menor energia, ou seja, de *spin* paralelo ao sentido do CME. Dois destes prótons vão absorver energia e passar para um estado de energia mais elevado – *spin*



antiparalelo. Estes dois prótons vão anular a FM de dois prótons de *spin* paralelo. Assim, a ML antes do pulso de RF era composta pela soma das forças magnéticas de seis prótons e passa a ser composta pela soma da FM de dois prótons, após o pulso de RF (Fig. 3) (Schild, 2009).

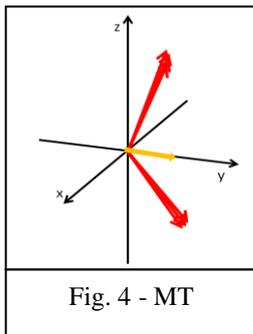


Fig. 4 - MT

Depois de absorverem energia do pulso de RF, os prótons passam a estar em “fase”: deixam de apontar ao acaso em direções diferentes e passam a mover-se em sincronia. Este fenómeno resulta num vetor magnético que aponta na direção dos prótons e denomina-se MT (Fig. 4). Em suma, o pulso de RF causa uma diminuição da ML e estabelece uma MT. Este vetor movimenta-se com o movimento de precessão dos prótons, induzindo a formação de uma corrente elétrica. A corrente elétrica assim produzida é o chamado sinal de RM e tem a mesma frequência de precessão dos prótons (Schild, 2009).

Quando o pulso de RF é desligado, o sistema volta ao seu estado original, ou seja, a MT regride, processo designado relaxamento transversal, e a ML volta ao seu estado inicial, processo designado relaxamento longitudinal. Isto implica que os prótons que se encontravam no estado de maior energia voltem ao estado de menor energia, sendo este um processo contínuo. Ao libertarem a energia absorvida pelo pulso de RF para o ambiente (*lattice* – troca de energia térmica), os prótons regressam ao seu estado inicial. Assim sendo, este processo não se denomina apenas relaxamento longitudinal mas também relaxamento *spin-lattice*. O tempo que leva a ML a recuperar o seu valor inicial é descrito pelo tempo de relaxamento longitudinal – T1 (Fig. 5). Não é o tempo exato, mas uma constante temporal que descreve a velocidade a que o processo se efetua (Bolas & Murray, 2011).

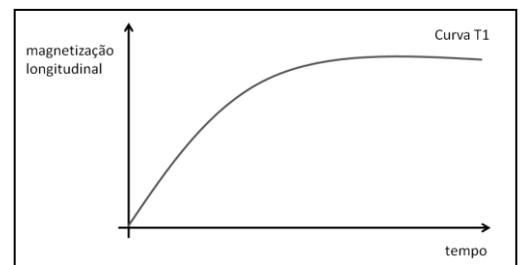


Fig. 5 - Gráfico representativo da curva T1 ao longo do tempo

O tempo que leva a MT a desaparecer é descrito pelo tempo de relaxamento transversal – T2 ou relaxamento *spin-spin* (Fig. 6) (Schild, 2009).

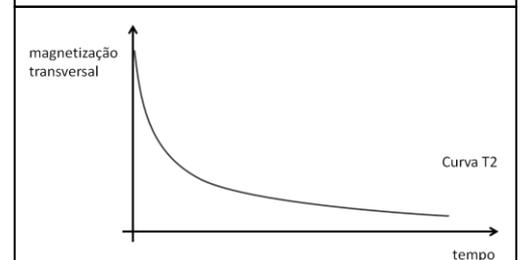
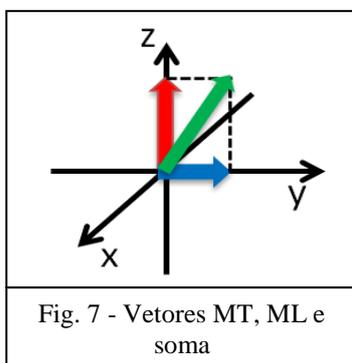


Fig. 6 - Gráfico representativo da curva T2 ao longo do tempo

A duração do tempo de relaxamento pode ser longa ou curta, dependendo das características dos tecidos. Por exemplo, tecidos ricos em água ou líquidos apresentam um T1 longo e um T2 longo. Alterações num tecido apresentam normalmente um conteúdo em água superior ao respetivo tecido não alterado. Por outro lado, a gordura apresenta um T1 curto e um T2 mais curto que a água (Schild, 2009).

O tempo de T1 depende da composição do tecido, da sua estrutura e do ambiente envolvente. Como dito anteriormente, T1 está relacionado com a troca de energia térmica entre os prótons e o ambiente – *lattice*, que por sua vez tem o seu próprio CM. Os prótons, para “relaxar” transferem energia para o ambiente. Para tal ser eficazmente possível, as flutuações do CM do ambiente devem ocorrer a uma frequência próxima da frequência de Larmor. Quando o ambiente é constituído por líquidos a transferência de energia é mais difícil, uma vez que as partículas de água são pequenas e se movem muito rapidamente. Isto explica a razão pela qual o tempo de relaxamento longitudinal é longo para a água. Por outro lado, quando o ambiente é composto por moléculas de tamanho médio com flutuações no CM próximas da frequência de Larmor, como os tecidos biológicos, a energia é transferida mais rapidamente e o tempo de T1 é mais curto. A gordura apresenta um T1 curto, uma vez que as ligações de carbono nas extremidades dos ácidos gordos apresentam frequências próximas da frequência de Larmor, resultando numa transferência de energia eficaz (Schild, 2009).

O relaxamento transversal, T2, acontece quando os prótons deixam de estar em fase, o que pode ser provocado por duas situações: heterogeneidade do CME ou heterogeneidade do campo magnético interno (CMI) (tecidos). Uma vez que as moléculas de água se movem rapidamente, o CMI apresenta flutuações muito rápidas, não apresentando diferenças significativas no CMI num sítio ou noutra. Deste modo, os prótons mantêm-se durante mais tempo em fase e T2 é longa. Líquidos impuros apresentam variações maiores no CMI, o que implica uma maior diferença nas frequências a que os prótons precessam, o que leva a que estes deixem de estar em fase mais rapidamente, logo T2 é curto (Schild, 2009).



Relembrando o sistema de coordenadas, e considerando o vetor da ML (eixo do z) e o vetor da MT (eixo do y). O pulso de RF transforma o vetor da ML no vetor da MT, isto é, provoca uma rotação de 90° (Fig. 7). Desta forma, o pulso designa-se um pulso de RF de 90°. Imagine-se o vetor soma, que representa o momento magnético total de um tecido no geral. Na verdade, este sistema precessa continuamente, a uma determinada frequência. Quando o pulso de RF é desligado, o vetor soma vai realizar um movimento em espiral até igualar o vetor da ML. Este movimento causa a formação de uma corrente elétrica com igual frequência. Este tipo de sinal é denominado decaimento de indução livre. Sabendo isto, entende-se que os vetores magnéticos determinam diretamente o sinal de RM e a sua intensidade, induzindo uma corrente elétrica numa antena. (Schild, 2009).

Tecidos com diferentes tempos de relaxamento podem ser diferenciados por RM. Por exemplo, um tecido com menor tempo de relaxamento, após um pulso de RF de  $90^\circ$  recupera mais rapidamente a ML, o que provoca uma MT maior após um segundo pulso, e resulta num sinal de maior intensidade captado pela antena. Esta diferença na intensidade de sinal (IS) depende da diferença da ML, ou seja, da diferença em T1 entre os dois tecidos, resultando numa imagem ponderada em T1. O tempo entre pulsos é designado tempo de repetição (TR). A diferenciação dos tecidos é possível com TR curtos. O gráfico (Fig. 8) evidencia a diferença entre as IS para dois tecidos diferentes. Com TR curtos o contraste entre os tecidos é maior. Contudo, TR muito longos não permitem uma diferenciação, uma vez que as IS se tornam muito próximas. A IS depende de muitos parâmetros, e não só de T1. Com TR muito longos, o parâmetro que influencia a IS é a densidade em prótons, o que resulta numa imagem ponderada em densidade protónica (DP) (Schild, 2009).

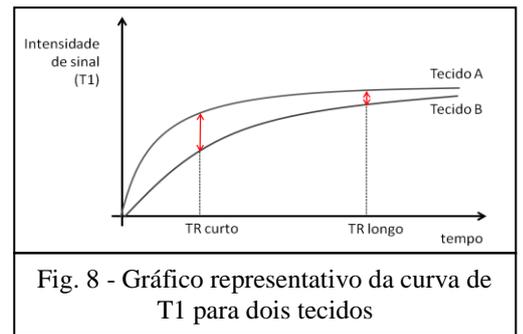


Fig. 8 - Gráfico representativo da curva de T1 para dois tecidos

Para obter imagens ponderadas em T2 é necessário utilizar sequências de pulsos diferentes. Inicialmente envia-se um pulso de RF de  $90^\circ$ , provocando uma MT (prótons ficam em fase). Este desliga-se, provocando uma ML (prótons deixam de estar em fase). Um determinado tempo depois do pulso de RF de  $90^\circ$ , tempo de eco (TE)/2, envia-se um pulso de RF de  $180^\circ$  (Fig. 9). Este provoca um efeito de eco, fazendo com que os prótons precessem no sentido oposto. Ou seja, os prótons que precessam a uma maior velocidade ficam atrás dos que precessam a menor velocidade. Passado outro tempo TE/2, os prótons voltam a estar em fase e a IS é maior. O sinal resultante é chamado eco, ou *spin-eco*. A curva que liga os vários ecos é a curva T2 (Fig. 10). O *spin-eco* diminui com o tempo, uma vez que os pulsos de RF de  $180^\circ$  apenas neutralizam os efeitos que influenciam os prótons de forma contante, isto é, os efeitos da heterogeneidade do CME. As heterogeneidades do CMI (tecido) não são

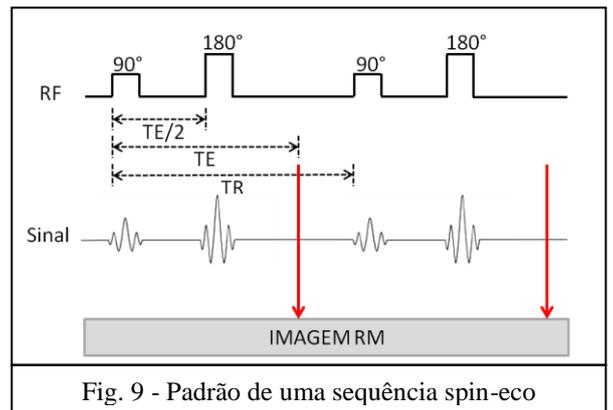


Fig. 9 - Padrão de uma sequência spin-eco

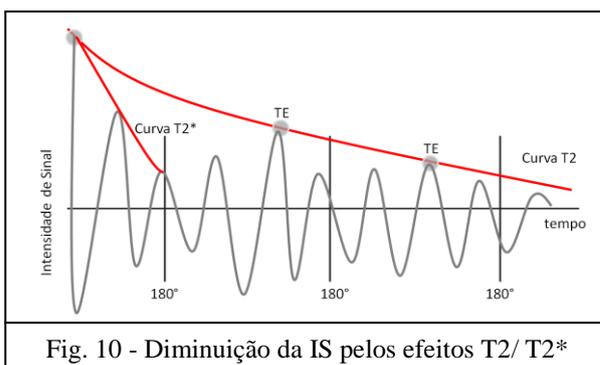


Fig. 10 - Diminuição da IS pelos efeitos T2/ T2\*

neutralizadas e influenciam os prótons. Assim, a IS diminui, devido aos chamados efeitos T2 (Fig. 10) (Schild, 2009).

Se não for enviado um pulso de RF de  $180^\circ$  para neutralizar as heterogeneidades externas constantes, os prótons vão sofrer um maior efeito das heterogeneidades dos CM e vão deixar de estar em fase mais rapidamente, isto é, o tempo de relaxamento transversal vai ser menor, quando o pulso de RF de  $90^\circ$  for desligado. A curva que descreve este fenómeno é a curva T2\*, e os efeitos designam-se efeitos T2\* (Fig. 10). Isto é importante para as sequências de imagem rápida (Schild, 2009).

O TE pode ser regulado pelo operador e influencia a IS da imagem: quanto menor o TE, maior a IS. Contudo, TE demasiado curtos não permitem diferenciar dois tecidos diferentes, uma vez que a diferença nas IS é muito baixa. TE mais longos permitem um maior contraste na imagem obtida. Por outro lado, TE demasiado longos não permitem um bom contraste na imagem: a relação sinal-ruído diminui e a imagem fica menos definida (Schild, 2009).

Para saber quanto sinal é emitido por um tecido é necessário combinar as curvas T1 e T2. No momento TR (parâmetro que determina a quantidade de ML que sofre uma rotação de  $90^\circ$ ) começa a curva T2, pois é aí o ponto em que a MT começa a diminuir (TE - parâmetro que determina a MT) (Schild, 2009).

Se utilizarmos um TR longo e um TE curto para comparar dois tecidos, conseguimos, com um TR longo, que toda a ML recupere o valor inicial, logo, não é possível distinguir os tecidos em T1. Um TE curto não permite que as diferenças na IS, devido às diferenças em T2, tenham tempo de se tornarem evidentes, pelo que também não é uma imagem ponderada em T2. A imagem obtida é ponderada em DP (quanto mais prótons, mais intenso o sinal) (Schild, 2009).

Se utilizarmos um TR e um TE longos, já será possível distinguir as diferenças de IS em T2 e a imagem será ponderada em T2 (Fig. 11). Se utilizarmos um TR e um TE curtos, a recuperação da ML pelos dois tecidos não será a mesma, uma vez que o tempo é curto. Sendo o

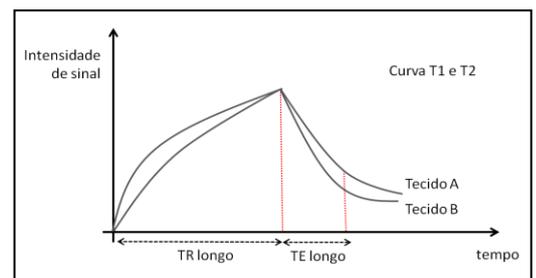


Fig. 11- Curvas T1 e T2 – obtenção de imagem ponderada em T2

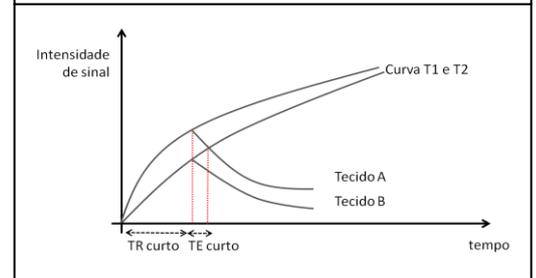


Fig. 12 - Curvas T1 e T2 – obtenção de imagem ponderada em T1

TE curto, as diferenças em T2 não são distinguíveis, pelo que a imagem obtida é ponderada em T1 (Fig.12) (Schild, 2009).

Na realidade, as curvas de T2 podem intersestar-se. Antes do ponto de interseção, as intensidades relativas de sinal são dadas pelas diferenças em T1, e o tecido com o T1 mais curto terá maior IS. Só com TE longos, a imagem é ponderada em T2 (Fig. 13) (Schild, 2009).

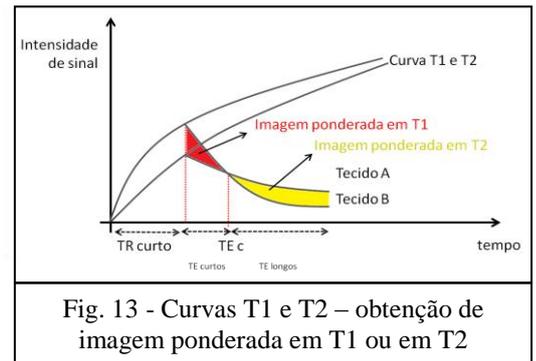


Fig. 13 - Curvas T1 e T2 – obtenção de imagem ponderada em T1 ou em T2

Sequências de pulsos de RF de  $90^\circ$  são designadas sequências de recuperação de saturação ou sequências de saturação parcial. Nas sequências inversão-recuperação, o pulso de RF de  $90^\circ$  é enviado depois do pulso de  $180^\circ$ . O primeiro pulso de  $180^\circ$  inverte o sentido da ML. Tecidos com T1 curto, ou seja, cujo relaxamento longitudinal seja mais rápido, vão apresentar uma MT menor, quando sujeitos ao pulso de RF de  $90^\circ$ , e a IS resultante será menor

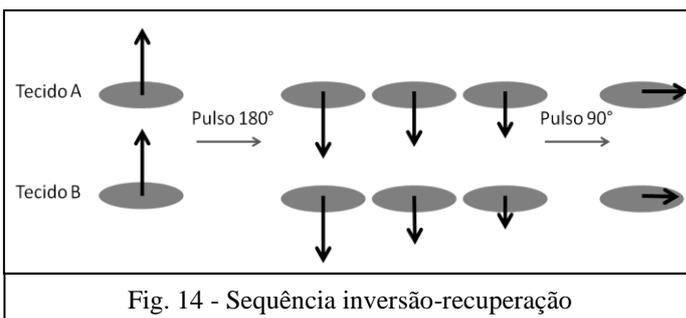


Fig. 14 - Sequência inversão-recuperação

(Fig. 14). Assim, o sinal obtido depende do tempo entre os pulsos de  $180^\circ$  e de  $90^\circ$ , e este tempo designa-se tempo de inversão (TI). A imagem obtida é ponderada em T1, uma vez que depende deste parâmetro (Schild, 2009).

Existem também sequências de obtenção de imagem rápidas (por exemplo: *FAST – Fast Low Angle Shot*; *GRASS – Gradient Recalled Acquisition Steady State*). O TR é o parâmetro que mais consome tempo numa sequência. Contudo, um tempo de TR demasiado curto não permite utilizar um pulso de RF de  $180^\circ$  para colocar os prótons novamente em fase, numa sequência *spin-eco*. E por outro lado a ML iria recuperar cada vez menos entre pulsos. Para resolver estes dois inconvenientes, em vez de se utilizar o pulso de RF de  $180^\circ$  para colocar os prótons novamente em fase utiliza-se um gradiente de CM. Este é ligado durante um curto espaço de tempo e provoca heterogeneidades dos CME e CMI maiores, nos cortes examinados. Isto resulta numa diminuição mais rápida da MT (o sinal), ou seja, os prótons deixam de estar em fase mais rapidamente. Depois, desliga-se este gradiente de CM e liga-se no sentido oposto. Assim, os prótons que se moviam mais rapidamente agora são os mais lentos, à semelhança do que acontecia após um pulso de RF de  $180^\circ$ . Em consequência, alguns prótons ficam em fase, e o sinal aumenta novamente até um certo máximo, o gradiente de eco (Schild, 2009).

Para resolver o problema da perda progressiva da ML ao longo do tempo, em vez de se utilizar um pulso de RF de 90°, utiliza-se um pulso que resulta numa rotação do vetor dos prótons num ângulo menor (entre 10° a 35°), de forma a que a ML não seja toda anulada. Assim, existe sempre uma quantidade de ML que permanece, o que faz com que exista sempre um sinal razoável, mesmo com TR muito curtos (Schild, 2009).

O pulso de RF de 180° neutraliza os efeitos da heterogeneidade do CME e a diminuição da MT é devida aos efeitos T2.

*Orientações para as sequências gradiente-eco (Bolas & Murray, 2011):*

- 1 – Pulsos com maiores ângulos de rotação produzem imagens mais ponderadas em T1
- 2 – TE longos produzem imagens mais ponderadas em T2\*
- 3 – É frequente a obtenção de sinais intensos do interior de vasos sanguíneos
- 4 – TR mais curtos produzem imagens mais ponderadas em T1

*Sabendo isto, é possível poupar tempo na obtenção das imagens (Bolas & Murray, 2011):*

- 1 – Ângulos de rotação menores são obtidos por pulsos de RF de curta duração
- 2 – Não se consome tempo enviando um pulso de RF de 180°
- 3 – Utilizam-se TR curtos

Seguindo estes parâmetros, a obtenção de uma imagem pode demorar menos de um segundo.

*Tabela 1 – Sequências em RM*

<i>Sequência</i>	<i>Pulsos</i>	<i>Parâmetros</i>	<i>Imagem ponderada em</i>
Saturação parcial	90°	TR curto	T1
Recuperação de saturação	90°	TR longo	DP
<i>Spin-eco</i>	90°e180°	Variam TR e TE	T1, T2 ou DP
Inversão de recuperação	180° e 90°	TI	T1
Gradiente-eco	10° a 35°	TR, TE e ângulo de rotação	T1, T2 ou T2*

Sequências rápidas *spin-eco* (ou turbo *spin-eco*) implicam o envio de vários pulsos de RF de 180° após o primeiro de 90°, permitindo recolher vários ecos num só TR (Schild, 2009).

O pulso de RF de 180°, também chamado pulso de inversão, inverte a magnetização completamente e a recuperação da mesma ocorre durante o período TI num período de tempo constante, T1. Durante este tempo, o sistema passa por um ponto nulo, onde nenhum sinal é detetado. O tempo para atingir este ponto é menor em tecidos com T1 curto, como a gordura, do que em tecidos com T1 longo, como a água. Assim, escolhendo com precisão o TI, o sinal da gordura ou da água podem ser suprimidos. STIR (*short  $\tau$  inversion recovery*;  $\tau = TI$ ) é a

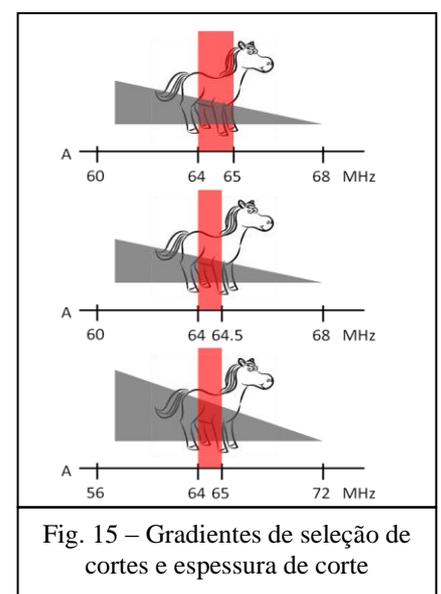
sequência mais comumente utilizada para suprimir o sinal da gordura, de forma a melhor conseguir identificar água na presença de gordura, como por exemplo no osso. A sequência complementar FLAIR (*fluid attenuated inversion recovery*) é utilizada para suprimir o sinal da água, por exemplo em exames do cérebro. A sequência STIR é lenta, em parte porque o sinal é fraco e também porque é necessário um TR mais longo. É mais utilizada em SBC. As sequências STIR são mais sensíveis ao movimento, uma vez que o TI é longo, cerca de 80 ms. Antes de realizar um STIR é necessário fazer uma calibração do TI para o indivíduo a examinar, uma vez que o TI também varia com a temperatura, idade e raça (Bolas & Murray, 2011).

Em sistemas de alto campo (SAC) a supressão do sinal da água é conseguida através da saturação da gordura. Isto é, um pulso com uma frequência selecionada estimula o sinal da gordura apenas, que é depois retirado de fase quando sujeito a gradientes de eliminação. Este fenómeno baseia-se no princípio em que a água e a gordura apresentam diferentes frequências de ressonância (Bolas & Murray, 2011).

Para diminuir o tempo de aquisição podemos medir ao mesmo tempo cortes diferentes. Quanto mais longo o TR, mais cortes se conseguem excitar ao mesmo tempo, e o tempo imagem/corte diminui - obtenção de imagem em múltiplos cortes (*multislice imaging*). Outro método é através da utilização de meios de contraste, como o gadolínio, que encurta o T1, logo encurta o TR, o que é explicado mais à frente (Schild, 2009).

Em suma, podem ser considerados como fatores que afetam a IS os seguintes: DP, T1, T2, fluxo, sequência de pulso, TR, TE, TI, ângulo de rotação e meio de contraste (Schild, 2009).

Como é possível selecionar um corte específico para examinar? Ao colocar o paciente no íman, o seu corpo é relativamente homogêneo, e todos os prótons têm a mesma FP e são excitados pelos mesmos pulsos de RF. É então imposto um segundo CM ao CME, que apresenta diferentes forças consoante a localização, chamado gradiente de campo. Este é produzido por bobinas de gradiente. Estas modificam a força do CM original, e os prótons passam a ter diferentes FP, conforme a sua localização, uma vez que estão sujeitos a diferentes CME. Ao novo campo dá-se o nome de gradiente de seleção de cortes e só é ligado durante a emissão dos pulsos de RF (Fig. 15) (Schild, 2009).



Para determinar a espessura de corte existem duas possibilidades. Emitir um pulso de RF que comporte um determinado intervalo de frequências. Quanto maior o intervalo, maior a quantidade de prótons excitados e maior o corte. Ou utilizando um CM gradiente de seleção de cortes com uma maior diferença na sua força, numa distância específica. Assim, a FP dos prótons também varia a um maior grau (Fig. 15) (Schild, 2009).

Para saber exatamente de onde vem o sinal é necessário aplicar outro gradiente. Ao enviar o pulso de RF os prótons excitados começam a precessar todos à mesma frequência. Contudo, logo após o gradiente de seleção de corte, aplica-se um CM chamado gradiente de codificação de

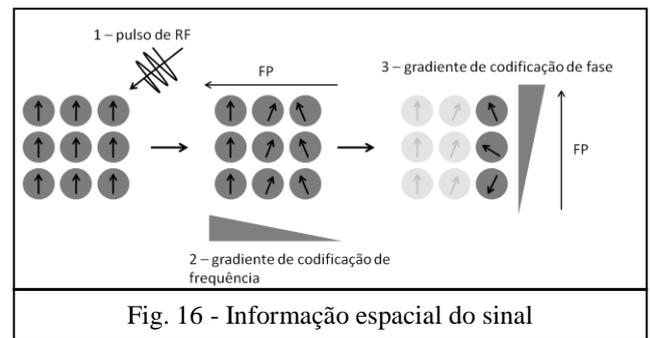


Fig. 16 - Informação espacial do sinal

chamado gradiente de codificação de frequência, este campo é aplicado ao longo do eixo do x. Como resultado, os prótons das diferentes colunas começam a precessar a frequências diferentes, o que permite identificar a coluna de onde vem o sinal. Para determinar o ponto exato ainda é necessário aplicar outro CM, chamado gradiente de codificação de fase. Este é aplicado pouco depois do pulso de RF e ao longo do eixo do y, sendo desligado logo depois, voltando os prótons a precessar a frequências iguais, mas já não se encontrando em fase (Fig. 16) (Schild, 2009).

A mistura de sinais obtida apresenta diferentes frequências e sinais com a mesma frequência mas em fases diferentes. Através de um processo matemático chamado transformação de Fourier, estes sinais são recebidos e lidos e uma imagem de RM é construída, através de um algoritmo chamado “*Fast Fourier Transform*” (Bolas & Murray, 2011).

### Equipamento

O equipamento para a realização de um exame de RM tem de incluir uma sala própria, equipada com sinais de perigo bem visíveis e de acesso restrito (perigos incluem projéteis ferromagnéticos atraídos em direção ao íman a elevadas velocidades; ondas de RF que podem provocar queimaduras no paciente; gradientes de CM e a utilização de criogénicos, que no caso de fuga podem causar asfixia e queimaduras frias). As características do equipamento variam consoante se trata de um SBC ou de um SAC. Em comum, estes dois sistemas incluem um íman, bobinas de gradiente, bobinas recetoras e transmissoras, um computador e um local apropriado para a realização do exame. O íman principal pode variar a sua FM em 0,28 a 3 Tesla (T). Para

se ter uma ideia, a terra tem um campo magnético de 0,00003 a 0,00007 T e o íman comum (por exemplo de colocar na porta do frigorífico) 0,01 T. Existem três tipos de ímanes (Schild, 2009).

Tabela 2 – Ímanes (Schild, 2009)

<i>Íman</i>	<i>Características</i>	<i>Vantagens</i>	<i>Desvantagens</i>	<i>Sistema</i>
Permanentes	--	Não depende de energia para funcionar; custo baixo	Instabilidade térmica; força limitada (0,3 T) e peso elevado (100 toneladas)	SBC
Resistentes	Corrente elétrica passa numa bobina para criar um CM - eletroíman	Força de campo superior aos permanentes	Instabilidade térmica	SBC
Supercondutores	Condutor especial de transporte de corrente	Só depende de um único consumo de energia – o material condutor é mantido a -296°C através da utilização de criogénicos (hélio), temperatura à qual é resistente à eletricidade e flui permanentemente – CM constante; forças de campo elevadas; excelente homogeneidade (10-50 ppm em 45 cm de diâmetro)	Custo elevado de aquisição e de manutenção	SAC

As bobinas transmissoras produzem as ondas de RF que são emitidas e amplificam-nas. Por outro lado, as bobinas recetoras são capazes de detetar ondas de rádio muito fracas (as emitidas pelos tecidos) e dentro de uma largura de banda estreita, reduzindo o ruído e melhorando a qualidade da imagem. As bobinas utilizadas podem ser de 4 tipos (Schild, 2009).

Tabela 3 – Bobinas (Schild, 2009)

<i>Bobinas</i>	<i>Características</i>	<i>Transmissoras ou Recetoras</i>
Volume	Cobrem área a examinar	Bobinas de corpo fazem parte do scanner e envolvem o paciente – Transmissoras; Em forma de “capacete” são recetoras
Superfície	Diretamente sobre a área a examinar	Recetoras
<i>Shim</i>	Utilizadas para o processo <i>shimming</i> – ajustes mecânicos e elétricos para melhorar a homogeneidade do CM	--
Gradiente	Variam o CM permitindo a seleção de cortes e a informação espacial; responsáveis pelo barulho – batem contra dispositivos de ancoragem	--

O computador inclui dois componentes principais: o sequenciador de pulsos e a interface de controlo do operador. O operador, a partir desta interface, é capaz de controlar todo o exame de RM. Os passos incluem: a seleção do protocolo (lista de sequências), ajuste de parâmetros de cada sequência, início do exame, sequência PILOT para orientação inicial, determinar número, espessura e ângulo dos cortes para cada sequência (Leece & Murray, 2011). A sala de RM tem

que isolar as ondas de RF do ambiente. As paredes podem ser de alumínio, aço ou cobre. O chão é normalmente de cobre, uma vez que é um material não magnético e resistente à corrosão. Todas as portas são seladas eletricamente – caixa de Faraday (Leece & Murray, 2011).

### Sistema de alto campo

A sala de exame de equinos deve ter acesso a uma sala de indução e de recobro próxima e a uma sala de controlo adjacente, onde se encontram os dispositivos de monitorização anestésica e a interface de controlo. Na própria sala de exame tem que existir bem marcada uma linha que representa a linha isomagnética de 5 Gauss (G), linha que delimita o perímetro dentro do qual a FM é superior a 5 G. Fora deste limite a FM é considerada livre de perigo para exposição do público geral. Em equinos, os SAC permitem examinar apenas as extremidades, uma vez que o diâmetro do íman é limitado (cerca de 60 cm). Assim, é possível examinar membros até ao tarso/carpo, cabeça e terço cranial do pescoço (Leece & Murray, 2011).

Para a realização do exame é necessário um anestesista e um técnico de RM, de preferência um Médico Veterinário, de forma a interpretar as imagens ao longo do exame e ser capaz de alterar o protocolo consoante os resultados obtidos (Leece & Murray, 2011).

A anestesia geral nos exames de RM é um desafio, sendo necessário equilibrar a minimização do tempo sob anestesia geral sem comprometer a qualidade do exame. O risco de uma anestesia geral no exame de RM é semelhante ao risco de uma anestesia numa cirurgia (0.63%-0.9%) (Franci, Leece, & Brearley, 2006). O equipamento anestésico deve ser especial para salas de RM, feito a partir de material não ferromagnético. Dentro da sala, este deve ser colocado fora da linha de 5 G (Leece & Murray, 2011).

Segundo o protocolo anestésico do Hospital de Equinos de Hannover, antes do exame o paciente deve fazer um jejum de 3 a 6 horas e ser medicado com flunixin-meglumina (1,1 mg/kg) e trimetropim-sulfadiazina (30 mg/kg) na manhã do exame. Ainda na boxe é realizado um exame do estado geral, uma análise dos gases sanguíneos arteriais e uma sedação com acepromazina aquando da colocação do cateter (uma hora a 30 minutos antes). A pré-medicação com xilazina é realizada em 4 passos à entrada da sala de indução, após lavar a boca. A indução com ketamina e midazolam é realizada com o cavalo colocado na sala de indução. Durante o exame coloca-se em infusão Lactato de Ringer e xilazina (4 ml a 2% por 100 kg) e dobutamina (2 ml a 2mg/ml por cada 100 kg) diluídas em 250 ml de NaCl a 0,9% (taxa de uma gota por segundo). A respiração é controlada (1,2 a 1,4 litros por cada 100 kg) a uma frequência de 4

respirações por minuto, através da utilização de um ventilador. A manutenção anestésica é realizada com isoflurano.

Depois de anestesiado, o paciente é colocado numa mesa especialmente desenhada para o efeito. É estabilizado e bem posicionado de acordo com a área a examinar, livre de todos os objetos ferromagnéticos (por exemplo as ferraduras) e com as respetivas bobinas colocadas. Para examinar a parte distal dos membros, o ideal é que o membro a examinar fique do lado do decúbito para minimizar o movimento. A área a examinar deve ser colocada no isocentro do íman, onde o CM é mais uniforme. É importante imobilizar os membros o melhor possível, com atenção ao risco de desenvolvimento miopatias e/ou neuropatias estar sempre presente, pelo que o posicionamento deve ser realizado com muita atenção e o animal deve estar bem acolchado nas áreas em contacto com o equipamento (Franci, Leece, & Brearley, 2006).

O anestesista pode ficar na sala durante o exame ou na sala de controlo, dependendo da localização do equipamento de monitorização. Em geral, é possível monitorizar a frequência respiratória, taxa de isoflurano, taxa de oxigénio e de dióxido de carbono e recorre-se a um pulsoxímetro na língua para controlo da frequência cardíaca e pressão parcial de oxigénio (Protocolo anestésico do Hospital de Equinos de Hannover).

#### Sistema de baixo campo

Os SBC são muito mais comuns do que os SAC na medicina de equinos. Existem duas empresas que fabricam SBC especificamente para equinos, o *Hallmarq distal limb scanner*® (0,28 T) e o *Universal Medical Systems*® (0.2-0.3 T). O primeiro é desenhado para o exame dos membros de equinos em estação, apenas sedados. O íman é em forma de “u”, com dois pólos planos separados por 20 a 40 cm. Permite examinar a parte distal dos membros, incluindo tarso/carpo. O segundo é para equinos em decúbito sob anestesia geral e permite examinar carpo/tarso, cabeça e terço cranial do pescoço (Werpy & Murray, 2011).

Nos SBC em que o equino permanece em estação, o objetivo da sedação é manter o animal relaxado e em equilíbrio. A sedação é melhor controlada com a utilização de fármacos como a romifidina, detomidina ou butorfanol, que deve ser administrada antes do animal entrar na sala de exame. A colocação de um cateter e a utilização de uma infusão contínua de NaCl a 0,9% ou Lactato de Ringer é aconselhada. A dose de detomidina a associar à infusão é de 10 a 15 mg/500 ml (Werpy & Murray, 2011). Durante o estágio na Clinique Desbrosse, o protocolo envolvia apenas a administração de 5 mg de detomidina (0,5 ml) após a entrada do paciente na

sala de exame, seguida de várias administrações a doses menores ao longo do exame consoante a necessidade, e no caso de animais mais inquietos associava-se butorfanol.

De forma a permanecer imóvel durante o exame, é essencial que o animal esteja confortável na sua posição por um longo período de tempo. Utiliza-se um apoio para a cabeça para ajudar a manter o conforto. Ao colocar o membro no íman, é importante colocar a área a examinar perpendicular ao mesmo. Muitas vezes, consoante a conformação do animal e devido ao tamanho do íman, a base de sustentação em que são obrigados a ficar é muito grande, o que pode ser desconfortável e incentivar movimento e/ou rotação do membro, além de poder afetar o aspeto anatómico de várias estruturas nas imagens obtidas. Devido à forma em “u” do íman é possível acolchoar o membro à volta e mantê-lo mais estável, de forma a facilitar o exame no caso dos membros posteriores, (Werpy & Murray, 2011).

#### Aquisição da imagem

Geralmente, os exames de RM são realizados quando uma lesão não é identificada em mais nenhum método de diagnóstico por imagem ou quando uma lesão é encontrada, mas é necessário recolher mais informação sobre a mesma.

Ao iniciar um estudo realizam-se sequências PILOT, que mostram a anatomia da região que vai ser observada (estas sequências são baseadas em sequências gradiente-eco). As imagens são adquiridas em três planos: sagital, frontal e transversal. É necessário ajustar o posicionamento dos vários cortes. As imagens sagitais são obtidas orientando os cortes no plano frontal paralelos ao eixo do membro e os cortes no plano transversal paralelos aos limites ósseos laterais e mediais. Estas imagens são as menos sujeitas a artefactos devido à rotação do membro – obliquidade. As imagens frontais são obtidas a partir de cortes no plano transversal paralelos aos limites ósseos dorsais e palmares/plantares e cortes no plano sagital paralelos ao eixo longitudinal do osso ou dos tecidos moles (é necessário saber as estruturas de interesse; isto é, o osso e os tecidos moles podem não estar alinhados paralelamente, pelo que é importante saber o que interessa examinar para alinhar os cortes paralelamente a essas estruturas). As imagens transversais têm como objetivo principal avaliar tecidos moles. Orientando os cortes segundo o plano frontal, estes devem ser perpendiculares ao eixo do osso e dos tecidos moles adjacentes. Segundo o plano sagital os cortes são orientados perpendicularmente às margens dos tecidos moles. Podem ser ainda realizadas imagens oblíquas, mas estas estão mais sujeitas ao artefacto do volume parcial médio (Werpy & Murray, 2011).

Para cada articulação devem ser estabelecidos pontos de referência para o alinhamento dos cortes, de forma a permitir homogeneidade entre estudos para posterior comparação. As sequências a utilizar para cada estudo em particular deverão estar relacionadas com as características anatómicas da região e com as lesões mais comuns associadas, estando já pré-selecionadas em protocolos diferentes, que podem ser adaptados pelo operador ao longo do exame (é importante incluir uma sequência 3D em cada protocolo para uma melhor visão anatómica) (Werpy & Murray, 2011).

Tabela 4 – O que saber de cada sequência no desenho dos diferentes protocolos (Schild, 2009).

<i>Sequência</i>	<i>Características</i>	<i>Utilidade</i>	<i>Sistemas</i>
Gradiente-eco	- melhor relação sinal/ruído e daí ter melhor resolução; - rápidas – menos suscetíveis a artefactos por movimento;	Avaliar anatomia e detetar anomalias	Ambas; muito importante em SBC (rápidas)
<i>Spin-eco e spin-eco rápidas</i>	- melhor contraste (ponderada em T2); - pior relação sinal/ruído e daí menor resolução – aumentar a espessura de corte; - ponderada em T2 com TE longo a menos suscetível ao efeito do ângulo mágico;	Caracterizar anomalias Evitar artefacto do ângulo mágico	Ambas
STIR	- só no isocentro a supressão de gordura é fiável – maior limitação espacial; - lenta – suscetível a artefactos por movimento;	Avaliar osso	Ambas; principalmente SBC
FLAIR	- suprime sinal da água	Avaliar cérebro	SAC

Se a causa de uma claudicação está localizada numa determinada região e as imagens não revelarem nenhuma alteração consistente com os sinais clínicos, devem ser consideradas as seguintes hipóteses (Werpy & Murray, 2011) (Leece & Murray, 2011):

- (1) A lesão localiza-se fora do campo de visão do estudo ou entre cortes;
- (2) No caso do SBC a lesão encontra-se em estruturas que não se visualizam tão bem como a cartilagem articular (danos na cartilagem da articulação metacarpofalângica causam normalmente danos no osso adjacente, mas na articulação interfalângica distal (AIFD) pode existir uma lesão extensa na cartilagem sem se detetarem anomalias);
- (3) Doenças não reconhecidas em estudos de RM como neurites;
- (4) Estádios de cicatrização que não são bem reconhecidos devido à intensidade de sinal ser mais baixa e de difícil diagnóstico;
- (5) Os ligamentos apresentam variações no padrão de sinal e muitas vezes é difícil estabelecer o limite em que essas variações passam a ser consideradas patológicas.

## Qualidade da imagem

A qualidade da imagem depende de quatro parâmetros: sinal, ruído, contraste e artefactos. Quanto mais forte o CM, mais forte o sinal. O ruído elétrico é gerado a partir de movimento térmico dos elétrons nas bobinas, condutores e amplificadores. Em termos de contraste, imagens gradiente-eco têm mais sinal mas menos contraste e imagens *spin-eco* têm mais contraste e menos sinal. Os contrastes nas imagens ponderadas são obtidos por seleção e eliminação de sinais indesejados, o que diminui a quantidade total de sinal significativamente, e por consequência a qualidade da imagem (Murray & Werpy, 2011).

A qualidade de imagem de um SBC é inferior à de um SAC. Tal deve-se a três motivos: diferenças na força do CM, homogeneidade do CM e campo de visão máximo. Este último é determinado pelo tamanho do íman. Nos SBC podem ser necessárias mais sequências para obter imagens com valor diagnóstico, o que aumenta ainda mais o tempo de aquisição e os cortes são mais espessos o que, muitas vezes, impede a identificação de anomalias mais subtis. Nos SAC o íman maior tem várias vantagens, como um maior campo de visão, maior homogeneidade no CM, melhor supressão de gordura e menos artefactos nas imagens obtidas. Nos SBC as imagens passam por processos de melhoramento, como filtros. Contudo, estes processos levam a perdas de informação. Por exemplo, é difícil representar o osso trabecular com precisão, devido a limites de resolução, em comparação com um SAC (Schild, 2009).

### **Artefactos**

Os artefactos descrevem aspetos da imagem que não representam o objeto examinado. A RM é particularmente suscetível a artefactos, uma vez que a relação sinal/ruído é baixa, a recolha de dados demora bastante tempo (segundos a minutos) e é, portanto, sensível ao movimento e o próprio equipamento pode prejudicar a imagem. Os artefactos podem estar relacionados com o paciente – movimento. O movimento pode ser fisiológico, como a respiração ou fluxo sanguíneo. Os sistemas Hallmarq são configurados de forma a só captarem informação quando o animal está imóvel. Podem ser ainda relacionados com o tipo de sistema (SAC ou SBC), com a técnica ou mesmo com imperfeições na estrutura da sala. A uniformidade do campo magnético é prejudicada pelas variações de temperatura, daí a sala ser a temperatura controlada. Por último, uma falha do equipamento pode também ser responsável pelo aparecimento de artefactos na imagem (Murray & Werpy, 2011).

Tabela 5 – Artefactos (Murray & Werpy, 2011)

<i>Tipo de artefacto</i>	<i>Características</i>
Relacionado com a <b>relação sinal/ruído</b>	Inclui pontos, faixas ou linhas e deve-se, na maioria das vezes, a interferências externas.
Relacionado com o <b>fluxo sanguíneo</b> ou <b>movimento</b> do animal	Inclui manchas e pode resultar numa imagem completamente desfocada.
<b>Volume</b> parcial médio	O sinal de RM é obtido a partir de volumes de tecido com dimensões de 1 mm em cada direção. Se o volume do tecido examinado contiver sinais de várias intensidades, a imagem será o resultado da média dos sinais. É importante considerar este artefacto quando se examina cartilagem (superfície curva): para visualizar melhor deve-se alinhar o plano paralela ou perpendicularmente à estrutura a examinar ou quando se examinam estruturas pequenas, como o ligamento sesamoide ímpar – deve reduzir-se a espessura dos cortes de acordo com as estruturas a visualizar para minimizar este efeito.
Efeito do <b>ângulo mágico</b>	O sinal de estruturas moleculares alinhadas, como as fibras de colagénio, aumenta quando se aproximam de um ângulo específico de 54.7° com o CM principal. Tal acontece no TFDP, na sua inserção no osso sesamoide distal, em imagens obtidas com SAC, e no ligamento colateral da AIFD em SBC. Este artefacto reduz-se com o aumento de TE, e desta forma não é relevante em imagens obtidas na sequência de <i>spin</i> -eco ponderada em T2.
Efeito de <b>suscetibilidade magnética</b>	Objetos magnéticos, como um fragmento de um prego distorcem o CM local, criando artefactos de posição e de brilho. Produtos de degradação da hemoglobina, como a hemossiderina, influenciam o CM e resultam em regiões pretas na imagem, permitindo avaliar a extensão de feridas penetrantes, por exemplo. Importante nas sequências gradiente-eco.
Efeito de <b>desvio químico</b>	A gordura e a água apresentam frequências de ressonância ligeiramente diferentes, causando ligeiros desvios laterais da imagem da gordura relativamente à da água, distorcendo os limites entre eles. Este artefacto só é significativo em SAC. Em sistemas SBC os dois sinais sobrepõem-se o suficiente para serem indistinguíveis.
<b>“Phase wrap”</b>	Acontece quando parte do paciente fora do campo de exame emite um sinal que é recebido pelas bobinas e aparece incorretamente no campo de visão, na imagem. Particularmente importante quando um objeto se move (ou um fluxo pulsátil) fora da zona do corte e vai distorcer a imagem. Pode ser eliminado reorientando os gradientes.
Artefacto de <b>fluxo</b>	Uma vez que o material se está a mover com o fluxo, os prótons excitados numa determinada localização vão emitir um sinal noutra localização.
Artefacto de <b>Gibbs</b>	Acontece quando não se recolhem dados suficientes e os limites acentuados de algumas estruturas não conseguem ser precisamente representados. Por exemplo, pode aparecer uma linha cinzenta ao longo do TFDP e não deve ser diagnosticado erradamente como tendinite.

Cancelamento de fase água/gordura	Devido às diferenças nas frequências de ressonância entre a água e a gordura já referidas, no tempo em que o eco é recebido numa sequência ponderada em T2*, a fase do sinal da gordura é exatamente oposta à da água, criando uma imagem hipointensa onde existe água e gordura (como por exemplo no edema ósseo) e onde seria de esperar uma imagem hiperintensa. Para determinar a presença de água deve utilizar-se uma sequência STIR, de forma a não diagnosticar erradamente o edema ósseo (STIR positivo – sinal hiperintenso) como esclerose óssea (STIR negativo) (mais em SBC).
Efeito da Temperatura	Importante nas sequências STIR e FLAIR, uma vez que a supressão de gordura pode não ser suficiente se a temperatura dos tecidos não for normal. Devem-se seleccionar TI diferentes.

### Meios de contraste

Existem dois grupos de meios de contraste utilizados em exames de RM. O primeiro grupo aumenta a taxa de relaxamento transversal e a taxa de relaxamento longitudinal na mesma proporção, os agentes T1. Estes encurtam T1 e provocam, em termos gráficos, um desvio da curva à esquerda. Assim, em T1, para um determinado TR, existe um sinal maior em tecidos contrastados - agentes de contraste positivos (Fig. 17). Um exemplo é o gadolínio, ou gadopentato de dimeglumina. A sua toxicidade é controlada pela ligação a uma molécula que o torna termodinamicamente estável, e permite a

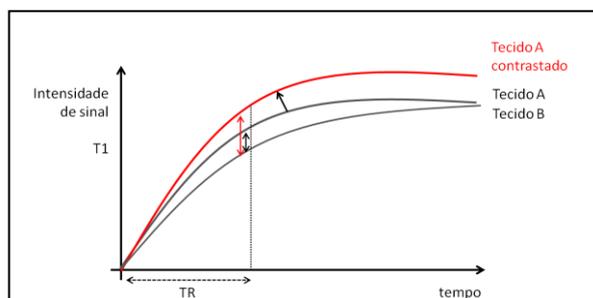


Fig. 17 – Agente de contraste positivo

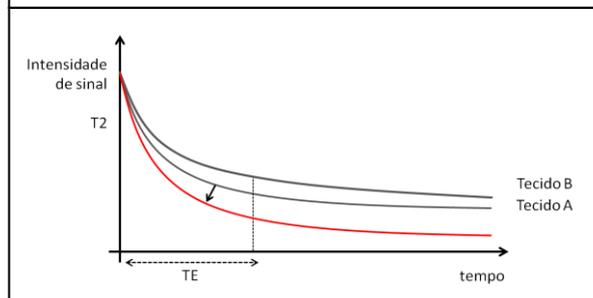


Fig. 18 – Agente de contraste negativo

sua excreção livre de riscos para o indivíduo. As suas propriedades farmacológicas são semelhantes à dos métodos de contraste utilizados na radiologia, se bem que o gadolínio é melhor tolerado (Judy & Murray, 2011).

Os do outro grupo aumentam muito mais a taxa de relaxamento transversal e são designados agentes T2. Estes provocam uma diminuição na intensidade do sinal e designam-se agentes de contraste negativos (Fig. 18). Um exemplo deste grupo são as partículas ferromagnéticas de óxido de ferro (Judy & Murray, 2011). A perda de sinal é mais difícil de identificar do que o seu aumento, pelo que a imagem predominantemente utilizada após a administração de um meio de contraste é a imagem ponderada em T1 (Schild, 2009).

A substância de contraste não se distribui uniformemente pelo corpo; por exemplo, tecidos tumorais vascularizados aumentam a IS. Assim, a utilização de meios de contraste permite uma melhoria na detecção de lesões e uma maior precisão de diagnósticos na RM. Permite por exemplo diferenciar tumores/massas do edema circundante: no tecido tumoral, o contraste encurta o T1 o que faz aumentar a IS. Sabendo que o gadolínio encurta o TR, permite também que o exame demore menos tempo (Judy & Murray, 2011).

O gadolínio é o agente mais utilizado em equinos, em estudos neurológicos e ortopédicos. A sua semivida e biodistribuição nos equinos são ainda desconhecidas. A dose para um equino é de 100 ml/500 kg. É um agente fluido extracelular, aumentando o sinal em tecidos normais vascularizados, como a bolsa do navicular (maior contraste). O aumento do contraste com a utilização deste agente é bastante evidente em determinadas regiões quando alteradas, como o tendão flexor digital profundo (TFDP), o ligamento sesamoide colateral e o ligamento ímpar. Por outro lado, em casos de claudicação crónica, o aumento do contraste não é tão evidente. Para visualizar o aumento ou não do contraste utiliza-se um algoritmo que permite subtrair a imagem pós-contraste da imagem pré-contraste, permitindo visualizar uma imagem onde se evidencia o aumento do contraste apenas (Judy & Murray, 2011).

O agente de contraste tem uma ação semelhante no osso à que tem nos tecidos moles, mas em casos raros (maioria com história de claudicação aguda) zonas com STIR positivo não aumentam o contraste com a utilização do agente. A causa é desconhecida, mas pode relacionar-se com o aumento da pressão intraóssea que leva a uma falha na perfusão da estrutura (edema ósseo – reação inflamatória na cavidade medular) (Judy & Murray, 2011).

O agente de contraste permite ainda determinar a evolução da lesão. A cicatrização de tendões e ligamentos envolvem o desalinhamento de fibras de colagénio. O meio de contraste permite visualizar a atividade da matriz de colagénio, permitindo saber se a lesão está em fase quiescente ou em remodelagem ativa (Judy & Murray, 2011).

### Interpretar a imagem

Num tecido lesado existem alterações na sua estrutura, composição bioquímica e distribuição de água, que por sua vez resultam em alterações na imagem de RM. No geral, as imagens de RM são baseadas no sinal derivado da gordura e da água, onde existem átomos de hidrogénio livres e em abundância. Estruturas onde os átomos de hidrogénio não estão livres ou existem em menor quantidade aparecem escuras na imagem, como tendões e osso cortical (Werpy & Murray, 2011).

Tabela 6 – Aparência da imagem (Schild, 2009)

<i>Sequência</i>	<i>Gordura</i>	<i>Tecido rico em gordura</i>	<i>Água</i>	<i>Tecido rico em água</i>	<i>Tecido lesado</i>
Imagem ponderada em T1	Hiperintenso/branca	Hiperintenso/clara	Hipointenso/preta	Hipointenso/cinzenta	Sinal mais baixo/mais escuro que tecido normal
Imagem ponderada em T2	Hipointenso/preta	Sinal intermédio/cinzenta	Hiperintenso/branca	Sinal intermédio/cinzenta	Sinal mais elevado/mais claro que tecido normal

Tabela 7 – Osso normal/não patológico (Werpy & Murray, 2011)

<i>Osso</i>	<i>Sinal (em todas as sequências)</i>	<i>Características</i>
Cortical	Hipointenso/preta	Margens periosteal e osteocondral bem definidas
Subcondral	Hipointenso/preta	Margens periosteal e osteocondral bem definidas
Espunjoso	Heterogéneo/cinzenta	Mineralização trabecular com sinal mínimo devido à gordura da medula óssea e tecido conjuntivo emite sinal elevado

Tabela 8 – Osso anormal/patológico (Werpy & Murray, 2011)

<i>Alterações</i>	<i>Sinal</i>	<i>Características</i>
<b>Edema ósseo</b> /contusão óssea/lesão tipo edema medular ósseo	Sinal aumentado em T2, STIR Sinal diminuído em T1	Este padrão reflete necrose, inflamação, microlesões trabeculares, fibrose, tumor, enfarte e edema ósseo
<b>Fraturas:</b>	Sinal aumentado nas linhas de fratura em DP, STIR e T2; Sinal diminuído nas linhas de fratura em T1 e T2	Alterações no contorno e estrutura óssea
De stress	Sinal diminuído em T1 e T2	--
Ativas	STIR positivas em redor, sinal diminuído em T1 e aumentado em T2	Possivelmente com rebordo hipotenso devido ao artefacto de cancelamento de fase
Hiperagudas	--	O edema ósseo circundante pode não estar presente
<b>Esclerose</b> /aumento da densidade óssea	Sinal diminuído em DP, T1 e T2	Mais descrito no osso navicular
Espessamento do periosteio:		Alterações no contorno da superfície
Fase inflamatória	Aumento do sinal em T2 e DP	--
Fase crónica	Diminuição do sinal em T2 e DP	Periosteio ossificado

Sequência em cortes transversais permitem avaliar o formato e tamanho dos tendões, enquanto que longitudinais permitem avaliar a continuidade dos mesmos (Murray R. , 2011).

Tabela 9 – Tendão/ligamento normal/não patológico (Werpy & Murray, 2011)

<i>Estrutura</i>	<i>Intensidade de Sinal</i>	<i>Características</i>
Tendão/Ligamento	Baixa/preto em T1, T2 e DP	Margens bem definidas, uniformes; Ligamentos podem apresentar IS mais heterogéneas que tendões, com estrutura e aspeto mais variável, como os ligamentos suspensor e oblíquo sesamoide distal
Proeminências anatómicas	Podem apresentar IS aumentada moderadamente	Representam metaplasia condroide que pode ser uma resposta adaptativa a forças compressivas, como acontece no aspeto dorsal do TFDP junto à articulação metacarpofalângica
Tecido conjuntivo entre as fibras tendinosas e nos limites do tendão	Emitem um sinal ligeiro	Imagem de um tendão pode ser em malha, e ser não patológica

Tecido muscular no tendão	Emitem sinal moderado	Resulta em áreas focais de sinal moderado, como pode acontecer no ligamento suspensor proximal
---------------------------	-----------------------	--

Tabela 10 – Tendão/ligamento anormal/patológico (Werpy & Murray, 2011)

<i>Estrutura</i>	<i>Intensidade de Sinal</i>	<i>Características</i>
Tendão lesado		
Fase aguda	Aumento da IS em PD, T1 e T2	Inchaço da estrutura
Fase crónica/cura	Diminuição da IS em T2 e STIR, Aumento do sinal em PD e T1	Fibrose e diminuição do conteúdo inflamatório
Tendão em degeneração	Aumento da IS principalmente em T1 e mínima em T2	Atenção para não confundir com desmíte ou tendinite.
Tendão severamente degenerado e necrosado	Aumento de IS em T2 e STIR	--
Tecidos peritendinosos		
Com bainha	Aumento da IS	Distensão sinovial
Sem bainha	Aumento da IS	Edema, espessamento, proliferação dos tecidos peritendinosos

A lesão em ligamentos pode ser detetada em várias situações: (1) alteração da IS nos tecidos periligamentares; (2) aumento da IS focal ou difusa no ligamento; (3) espessamento do ligamento em patologias crónicas (pode ser também o resultado da adaptação a características de conformação); (4) edema periligamentar (T2 e STIR); (5) proliferação dos tecidos periligamentares e cicatrização; (6) ligamento mais fino, alongado e de contorno ondulado com retração focal de fibras indicando rotura parcial; (7) rotura completa do ligamento; (8) IS aumentada nas fibras ligamentares nas zonas de origem ou inserção, e contorno alterado nas margens ósseas adjacentes; (9) formação de entesiófitos nos locais de origem ou inserção de ligamentos; (10) quistos ósseos, fraturas subcondrais, lesões de cartilagem e subluxações podem ser associados a lesão ligamentar (Werpy & Murray, 2011).

Uma avaliação adequada da cartilagem articular implica elevada qualidade e resolução de imagem. Técnicas de supressão do sinal da gordura ajudam a diferenciar a cartilagem articular. As margens visualizam-se melhor se não estiverem em contacto, o que é difícil num animal em estação, mas possível de evitar em decúbito através de flexão ou de infiltração se uma solução salina para distensão da articulação. A cartilagem articular apresenta normalmente uma IS intermédia a alta em T1 e intermédia a baixa em T2. Diferencia-se do osso subcondral adjacente que apresenta sinal nulo e do líquido sinovial que apresenta sinal elevado em T2 e baixo em T1. A espessura deve ser uniforme e as margens regulares e bem definidas (Werpy & Murray, 2011).

A cartilagem articular lesada pode apresentar espessura aumentada, com aumento na IS em DP, T2 e diminuição da IS em T1 (devido ao aumento no conteúdo de água), diminuição no conteúdo em colagénio, com diminuição focal da IS ou ainda lesão na matriz, com aumento da

IS em T2. Irregularidades de superfície são detetadas visualizando defeitos no seu contorno. Fissuras representam aumentos lineares de IS (Werpy & Murray, 2011).

*Tabela 11 – Líquido e membrana sinovial e cápsula articular: normal/não patológico (Werpy & Murray, 2011)*

<i>Estrutura</i>	<i>Intensidade de sinal</i>	<i>Características</i>
Líquido sinovial	Aumentada em T2 e STIR Diminuída em T1 Intermédia em DP	--
Membrana sinovial	Menor que a do líquido sinovial em T2 e DP Maior que o líquido sinovial em T1	--
Cápsula articular	Menor que a do líquido sinovial em T2 e DP Maior que o líquido sinovial em T1	Uniforme, bem definida e fina

*Tabela 12 – Líquido e membrana sinovial e cápsula articular: anormal/patológico (Werpy & Murray, 2011)*

<i>Patologia</i>	<i>Características</i>
Distensão sinovial	Deslocamento da cápsula articular
Defeitos na cápsula articular	Aumento da espessura, margens irregulares/ Rutura ou herniação com extravasamento de líquido sinovial
Hiperplasia sinovial aguda	Hemorragia e edema Difícil de diferenciar do líquido sinovial adjacente
Proliferação sinovial crónica	Maior quantidade de fibrose IS membrana sinovial superior à IS do líquido sinovial em T2 e DP Conteúdo elevado em proteínas: IS elevada em T1
Hemoartrose aguda	IS elevada em T1 e baixa em T2
Hemorragias crónicas	Depósitos de hemossiderina na membrana sinovial (ficam por períodos muito longos) causam artefactos de efeito de susceptibilidade magnética (áreas focais pretas) – evidente em sequências gradiente-eco

*Tabela 13 – Músculo normal/não patológico vs anormal/patológico (Werpy & Murray, 2011)*

<i>Normal/ Não Patológico</i>	<i>Anormal/ Patológico</i>
IS média a baixa em T1 e DP IS baixa a T2	Inflamação ou contusão com IS alta em T2 e STIR positiva (edema e perda de colagénio); Fibrose ou ossificação com IS inferior ao músculo normal em T2 e DP
Margens claramente separadas e junções musculotendinosas com IS menor que o músculo; continuidade das fibras ao longo de todo o músculo	Rotura muscular visualizada em RM como uma descontinuidade com retração das fibras e associada a hemorragias e hematomas

As hemorragias podem ser diferenciadas em agudas ou crónicas. Hemorragias hiperagudas apresentam elevada quantidade de plasma e baixa quantidade de fatores de coagulação, pelo que a IS em T1 é baixa e elevada em T2. Um a três dias depois a quantidade de líquido diminui e a hemoglobina desoxigenada provoca uma diminuição da IS em T2. Uma semana após a metahemoglobina provoca um aumento da IS em T1 e T2. Hemorragias crónicas podem apresentar sinais elevados no centro em T1 e T2 devido ao efeito da metahemoglobina, mas na periferia o sinal é nulo devido à presença de hemossiderina (Werpy & Murray, 2011).

Os nervos apresentam sinal médio em T1 e DP e baixo em T2. Têm margens uniformes e bem definidas. No sistema nervoso central, a substância cinzenta tem menor IS que a branca em T1 e o inverso em T2 e DP. O líquido cefalorraquidiano tem IS baixa em T1, média em DP e elevada em T2 (Werpy & Murray, 2011).

### III. CASOS CLÍNICOS

#### Caso 1

Caracterização do paciente: cavalo castrado, oito anos, New Forest, obstáculos, atleta alto nível;

Anamnese: apresentado à consulta por motivos de claudicação e problemas de comportamento: recusava-se aos saltos;

Exame estado geral: sem alterações a registar;

Exame de claudicação: claudicação dos dois membros anteriores visível no círculo para as duas mãos sobre piso duro; anestesia palmar baixa positiva do membro anterior direito, realçando a claudicação do membro anterior esquerdo; sensibilidade no teste da prancha, pinça e martelo;

Exame de radiologia: sem anomalias evidentes;

Exame de RM:

Protocolo AIFD e quartela - PILOT, Teste STIR, *Spin-eco* rápida ponderada em T2 transversal, 3D ponderada em T2\* transversal, 3D ponderada em T1 sagital, 3D ponderada em T2\* sagital, *Spin-eco* rápida STIR frontal, 3D ponderada em T2\* frontal, 3D ponderada em T1 transversal;

Achados no membro anterior direito – AIFD e quartela: STIR positivo (sinal hiperintenso) da terceira falange (pinça) - edema ósseo; distensão moderada da bolsa do navicular; T2\* positivo na inserção do ligamento ímpar na terceira falange (entesiófito) e ligeira remodelação óssea; STIR positivo na inserção do ligamento colateral medial na terceira falange - remodelagem óssea; ligamento colateral medial espessado, margens indefinidas e IS aumentada em T1; ligeira irregularidade no bordo distal e no bordo proximal do osso navicular;

Achados no membro anterior esquerdo – AIFD e quartela: ligeira irregularidade no bordo distal do osso navicular; STIR positivo da terceira falange (pinça) - edema ósseo mas inferior ao membro anterior direito;

Diagnóstico: síndrome digital palmar;

Recomendações:

(1) Ferração ortopédica – ferradura para diminuir a onda de choque nos dois membros anteriores, do tipo alumínio, com placas e silicone, utilizando cravos curtos para não danificar o tecido podofolhoso. Ferração *standard* nos membros posteriores;

(2) Tratamento – começar um tratamento com Tildren® (ácido tiludrónico): duas infusões separadas em 60 dias na dose de 1,0 mg/kg diluídos num litro de NaCl ou lactato de Ringer durante 30 minutos; Colocação de Magic Cushion Hoof Packing® na zona palmar do casco dos membros anteriores, envolvendo a sola e as ranilhas, todos os dias durante dois meses;

(3) – Exercício – Recomeçar o exercício logo após a ferração;

## Caso 2

Caracterização do paciente: égua, catorze anos, Sela Francês, *dressage*, atleta profissional;

Anamnese: apresentada à consulta por motivos de claudicação e diminuição de performance;

Exame estado geral: sem alterações a registar;

Exame de claudicação: claudicação do posterior esquerdo na linha direita e exacerbada no círculo para a mão direita; teste de flexão do curvilhão positivo; palpação da origem do ligamento suspensor do boleto não dolorosa; anestesia da inserção proximal do ligamento suspensor do boleto 100% positiva;

Exame de radiologia: sem alterações evidentes;

Exame ecográfico: sem alterações evidentes ao nível da inserção proximal do ligamento suspensor do boleto;

Exame de RM:

Protocolo ligamento suspensor do boleto proximal: PILOT, teste STIR, *spin*-eco rápida ponderada em T2 sagital, gradiente-eco ponderada em T1 transversal, *spin*-eco rápida STIR transversal, gradiente-eco ponderada em T1 frontal, gradiente-eco ponderada em T2\* transversal, *spin*-eco rápida ponderada em T2 transversal;

Achados: osso cortical do terceiro metatarsiano esquerdo homogéneo e sem irregularidades ósseas ao nível da origem do ligamento suspensor do boleto; bordos irregulares e ligeiro espessamento do ligamento suspensor do boleto próximo da zona de inserção com aumento da subtil da IS – positivo em T2 gradiente-eco e STIR; diminuição focal da IS no terceiro osso do tarso compatível com um processo de esclerose;

Diagnóstico: ligeira desmíte proximal do ligamento suspensor do boleto e artrose ligeira do terceiro osso do tarso do membro posterior esquerdo;

Recomendações:

- (1) – Tratamento: infiltração das articulações tarsometatarsica e intertársica distal com triamcinolona, glucocorticóide de longa ação;
- (2) – Exercício: marcha a passo durante quinze dias; recomeçar o trabalho progressivamente;
- (3) – Ferração: próxima ferração dos posteriores com ferradura que alivie a região do curvilhão – ferradura com ligeiras extensões externas e com uma placa aberta de couro;

### Caso 3

Caracterização do paciente: égua, Hanoveriana, 17 anos, obstáculos, atleta;

Anamnese: referenciada à clínica por motivos de exoftalmia;

História clínica: exoftalmia lenta progressiva ao longo dos últimos 4 meses no olho esquerdo; a égua não perdeu a visão; o proprietário referiu que o inchaço na fossa supraorbital se torna menos evidente quando a cabeça está muito tempo para cima (como por exemplo durante o trabalho);

Exame estado geral: sem alterações a registar;

Exame oftalmológico: olho direito e esquerdo sem alterações; reflexos de ameaça e pupilar presentes bilateralmente, olho esquerdo capaz de um encerramento palpebral completo; vasos episclerais ligeiramente ingurgitados; ligeiro inchaço na fossa supra-orbital esquerda;

Exame ecográfico: sonda linear em modo B; visualização de uma massa retrobulbar;

Exame de RM:

Protocolo: sequência ponderada em T1 3D com e sem contraste (Dotarem®), sequência *spin*-eco rápida ponderada em T2 transversal, dorsal e sagital, sequência ponderada em T2\* transversal, sequência FLAIR ponderada em T2 transversal;

Achados: Em T2 (*spin*-eco rápida e FLAIR) identifica-se uma massa heterogénea, isointesa (ao sinal do músculo), redonda, com cerca de 3,5 centímetros de diâmetro e com indício de apresentar uma cápsula; a massa não aparenta ter qualquer ligação com os tecidos vizinhos, nem afetar o nervo ótico, gordura retrobulbar ou músculos;

Diagnóstico: melanoma retrobulbar (por biópsia e histopatologia);

Tratamento cirúrgico: orbitotomia para remoção da massa: incisão da pele sobre a fossa supraorbital próxima do arco zigomático semicircular de 7 centímetros; remoção da massa sem

complicações; globo ocular regressou à posição normal; administração local de 10 ml de 5-fluorouracilo;

Tratamento médico: a égua recebeu profilaticamente durante oito dias trimetoprim-sulfadiazina na dose de 30 mg/kg BID e flunixin-meglumina na dose de 1,1 mg/kg durante 3 dias BID;

#### **IV. DISCUSSÃO DOS CASOS CLÍNICOS**

Durante o estágio tive oportunidade de acompanhar vários casos em que o diagnóstico preciso só foi possível com recurso à RM, tanto em SBC como em SAC. De todos os casos acompanhados escolhi estes três para descrição mais pormenorizada, os dois primeiros por representarem patologias comumente diagnosticadas com recurso à RM, mesmo em SBC, e o último como exemplo de um caso em que a RM foi essencial para a sua resolução, mesmo tratando-se de um exame ao crânio, exame em que o recurso à RM ainda não é tão comum como para casos de claudicação e os conhecimentos ainda estão numa fase mais precoce de desenvolvimento.

Pacientes com claudicação devem ser sujeitos a um exame de claudicação minucioso, incluindo técnicas de anestesia local e, se apropriado, exames radiológicos, ecográficos e/ou de cintigrafia nuclear, antes de se considerar o exame de RM. Esta técnica acarreta custos elevados e não é necessária para o diagnóstico de todas as causas de claudicação. Contudo, na ausência de achados clínicos através de outros métodos de diagnóstico por imagem, a RM é indicada, mesmo em casos de claudicação muito recente (Murray R. , 2011).

A anestesia local é fundamental para determinar o local da dor o mais objetivamente possível, principalmente para exames com SBC, que têm um campo de visão mais limitado. Na interpretação do exame de RM é importante considerar que nem todas as anomalias detetadas são associadas a dor ou claudicação, sendo essencial relacionar os achados imagiológicos com os achados clínicos (Dyson S. , et al., 2011).

Em relação ao primeiro caso clínico, o exame de claudicação bem como a técnica anestésica permitiram localizar a origem da dor no membro distal, incluindo a AIFD, as falanges média e distal e o aparelho podotrocLEAR (Dyson S. , et al., 2011). Foi realizado um exame radiográfico onde não se verificaram alterações significativas. O paciente foi encaminhado para o exame de RM. Este permitiu identificar como principal alteração um edema ósseo na zona da pinça da terceira falange. Esta alteração é detetada apenas com recurso à RM e representa uma

alteração focal do sinal na medula óssea subcondral. A possível causa, neste caso, é um trauma (Powell, et al., 2011) constante ao nível dos membros anteriores distais, na receção dos saltos. O termo edema ósseo significa um aumento no teor de água do tecido, neste caso significa uma inflamação. Detetaram-se ainda alterações nos tecidos moles menores, como a formação do entesiófito na inserção do ligamento ímpar na falange distal e a desmíte do ligamento colateral medial na inserção na terceira falange.

A síndrome digital palmar, a síndrome do navicular e a doença do navicular são definições utilizadas regularmente em equinos com resultados positivos à anestesia palmar baixa. A definição é controversa, mas segundo Staschak e Parks, as alterações que podem existir em equinos diagnosticados com a síndrome digital palmar incluem: doença do navicular (alterações no osso navicular), desmíte dos ligamentos colaterais do osso navicular, desmíte do ligamento sesamoide ímpar, alterações patológicas do ligamento anular digital distal, desmopatas dos ligamentos colaterais da AIFD, lesões na falange distal, bursite do navicular, sinovite e/ou osteoartrite da AIFD, desequilíbrios primários do casco (aparo e ferração impróprios), distorção da cápsula do casco ou dos talões, lesões primárias no TFDP ou ainda a combinação de algumas destas lesões (Staschak & Parks, 2011). Com base na classificação destes autores e nos achados do exame de RM, o diagnóstico é compatível com a síndrome digital palmar.

O tratamento recomendado incluiu ácido tiludrónico, um biofosfonato que inibe a atividade osteoclástica, reduzindo a reabsorção óssea, e uma untura à base de ingredientes anti-inflamatórios e analgésicos naturais, Magic Cushion Hoof Packing®, para ajudar na redução da dor no membro distal associada ao trauma.

No caso 2 os resultados do exame de claudicação, em conjunto com a caracterização do paciente e anamnese, levaram o clínico a suspeitar de desmíte proximal do ligamento suspensor do boleto, tendo sido realizada como primeira e única a anestesia direta da sua inserção, que foi 100% positiva. Numa abordagem normal a um caso clínico de claudicação, os bloqueios anestésicos começam pela anestesia mais distal seguindo-se das mais proximais. A experiência do clínico conduziu a um exame de claudicação que não seguiu os passos habituais. De facto, uma atleta de *dressage* de alta competição, com uma claudicação no membro posterior exacerbada no círculo para a mão oposta, com teste de flexão do curvilhão positivo encaixa num quadro de desmíte proximal do ligamento suspensor. Contudo, na minha opinião, é importante considerar que, para a obtenção de um diagnóstico mais preciso, de forma viável, se devem

seguir as diretrizes pré-estabelecidas acompanhando uma ordem definida dos procedimentos. Mais ainda, todos os casos devem ser abordados da mesma forma, permitindo comparação entre os mesmos e com a bibliografia existente.

Os exames complementares de radiologia e ecografia não mostraram alterações significativas, pelo que o paciente foi encaminhado para um exame de RM. Este demonstrou um ligeiro espessamento do ligamento suspensor do boleto proximal, com bordos irregulares e sinal hiperintenso, mas sem afeção do terceiro osso metatarsiano. O terceiro osso do tarso apresentava uma diminuição focal ligeira na IS na região dorsomedial, compatível com um processo inicial de esclerose óssea. Na avaliação do ligamento suspensor em RM é importante saber que este apresenta normalmente heterogeneidade de sinal, sendo o sinal mais intenso característico da região mais proximal, devido à existência de tecido adiposo e de tecido muscular. Esta hiperintensidade de sinal torna a interpretação da imagem difícil, pelo que um procedimento recomendado é a examinação do membro contralateral para comparação. Contudo, neste caso, não foi realizado por motivos económicos. Nos casos de desmíte, o ligamento apresenta uma IS mais elevada, mas também pode apresentar uma diminuição da IS do tecido muscular (Powell, et al., 2011).

A triamcinolona é vastamente aplicada na clínica de equinos, devido aos seus efeitos anti-inflamatórios e condroprotetores, tendo sido recomendada neste caso juntamente com um descanso prolongado seguido de uma retoma de exercício progressiva e controlada. É controverso o facto de a administração do fármaco não ter sido realizada diretamente na origem do ligamento suspensor do boleto, mas sim nas articulações tarsometatarsica e intertársica distal (Staschak & Parks, 2011). Uma possível explicação para esta escolha é a disseminação do agente da zona de infiltração até à zona de inserção do ligamento suspensor devido à proximidade e relação anatómica (Dyson, 2011). Assim, com uma única administração seria possível medicar os dois locais de lesão.

A anestesia local realizada neste caso não é específica, uma vez que a disseminação do fármaco pode analgesiar outras zonas, incluindo a articulação tarsometatarsica. O facto de esta anestesia ter sido 100% positiva não implica que a dor tenha 100% origem na desmíte do ligamento suspensor (falsos positivos), podendo ter também origem na articulação tarsometatarsica. Uma anestesia mais específica da origem do ligamento suspensor e que deve ser realizada para distinguir estas duas lesões é o bloqueio do ramo profundo do nervo plantar lateral (Staschak & Parks, 2011).

A informação anatômica e fisiológica obtida através de um exame de RM da cabeça é superior a qualquer outro método de diagnóstico por imagem. O contraste entre os tecidos e as estruturas ósseas do crânio permite a detecção de muitas lesões impossíveis de detectar por outros métodos. Por exemplo, permite a distinção entre a substância branca e a substância cinzenta, avaliar a glândula pituitária principalmente através de agentes de contraste, visualizar bem a cavidade nasal, os seios, a laringe e as bolsas guturais. Lesões nestas áreas associadas a lesão de tecido ósseo ou a ocupação de espaço por massas são diagnosticadas eficazmente pela RM, que além de providenciar um diagnóstico e um prognóstico, auxilia na escolha de intervenção cirúrgica ou biópsia (Bathe, et al., 2011).

As vantagens da realização de um exame de RM em relação a um exame de tomografia computadorizada são várias, como a utilização de radiação não ionizante, a recolha de imagens em três planos diferentes e a melhor definição e contraste dos tecidos moles. A RM além de ser melhor na identificação de lesões, tem uma capacidade muito superior na caracterização das mesmas, e esta diferença tem grande importância clínica (Murray R. , 2011).

A exoftalmia é rara em equinos e é normalmente causada por uma massa retrobulbar (Bienert-Zeit, et al., 2014). O exame ecográfico, apesar de ter baixa especificidade e sensibilidade para o propósito, permitiu estimar a estrutura e dimensão da massa. Devido à anatomia da região, a sobreposição de estruturas torna a radiologia pouco útil nestes casos, pelo que não foi considerada. A RM é particularmente útil para definir se o nervo ótico, globo ocular ou osso estão afetados antes de cada procedimento cirúrgico (Matiasek, Coronau, Schmahl, & Gerhards, 2007). Neste caso, nenhuma destas estruturas estava afetada, pelo que foi planeada uma cirurgia preservando o globo ocular, e o acesso foi definido sabendo a localização e dimensão exata da massa, segundo os dados do exame de RM. Contudo, este exame não permite distinguir entre tecidos malignos ou benignos (Gerlach & Gerhards, 2008). Neste caso utilizou-se um meio de contraste baseado em gadolínio, o ácido gadotérico (Dotarem® – 0,1 mmol/kg). Através de imagens subtraídas pré-e pós-contraste verificou-se um aumento da IS na massa, o que é consistente com uma massa tumoral, apesar de não ser específico (Judy & Murray, 2011). Para um diagnóstico definitivo deve recorrer-se sempre à histopatologia (Basher & Severin, 1997). Neste caso realizou-se uma biópsia ecoguiada antes da cirurgia. A histopatologia diagnosticou a massa como uma neoplasia benigna dos melanócitos não invasiva. O melanoma pode aparecer em várias regiões do corpo, se bem que não é comum a localização deste caso. O animal poderia ter sobrevivido sem a cirurgia, mas com o risco de complicações secundárias ao

crescimento contínuo do tumor. Após cirurgia existe sempre o risco de recorrência do tumor ou metástases, daí a utilização do anticancerígeno, 5-fluorouracilo (Bienert-Zeit, et al., 2014).

## **V. CONCLUSÃO**

A medicina de equinos está ainda numa fase de aprendizagem sobre as aplicações da RM. Existem já muitos estudos que comprovam a sua utilidade no diagnóstico, prognóstico e gestão terapêutica de inúmeros casos. Esta proporciona um conhecimento mais profundo e fundamentado de patologias, principalmente relacionadas com a parte distal do membro, e permite a elaboração de estratégias de tratamento mais racionais.

Foi cativante a pesquisa e aprofundamento do conhecimento sobre este tema ao longo do estágio, permitindo-me obter uma visão muito mais fundamentada das aplicações e potencialidades deste método de diagnóstico. De facto, as potencialidades são inúmeras, nomeadamente e na minha opinião, a utilidade da RM pode ser muito mais explorada no sentido da sua contribuição para a gestão terapêutica de variadíssimas patologias, uma vez que permite acompanhar a evolução de tratamentos, determinando a sua eficácia.

Contudo, a incorporação deste método de diagnóstico no meio clínico equino acarreta muitos desafios, principalmente em termos de investimento, sendo importante ponderar aspetos económicos e estatísticos, mas também para o Médico Veterinário, uma vez que representa um método de diagnóstico complexo.

Em conclusão, a RM na sua aplicação clínica está ainda nos inícios do seu desenvolvimento e representa mais um avanço da medicina no sentido de ajudar o nosso paciente, o cavalo.

## VI. BIBLIOGRAFIA

- Basher, A. W., & Severin, G. A. (1997). Orbital neuroendocrine tumors in three horses. *J. Am. Vet. Med* , 210, 668-671.
- Bathe, M., Dyson, S., Powell, S., Brokken, M., Tucker, R., Murray, R. C., et al. (2011). *Equine MRI*. "Clinical management and outcome": Wiley-Blackwell.
- Bienert-Zeit, A., Nordemann, E., Borstel, M. v., Wohlsein, P., Iseringhausen, M., Hellige, M., et al. (2014). Unilateral exophthalmos in a horse – Diagnosis, management and outcome. *Pferdeheilkunde* , 30, 81-90.
- Bolas, N., & Murray, R. C. (2011). *Equine MRI* . "Basic MRI principles": Wiley-Blackwell.
- Brogniez, L., Perrin, R., Launois, T., & Vandeweerd, J. (2013). *Utilisation de l'IRM dans le cas de plaies traumatiques traitées chirurgicalement: revue de 4 cas*. Saint Lambert des Bois.
- 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* , 43, 428-430.
- Cohen, J. M., Schneider, R. K., Zubrod, C. 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* , 37, 336-344.
- Dyson, S. (2011). *Diagnosis and Management of Lameness in the Horse*. Saunders.
- 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 Veterinary Journal* , 37, 113-121.
- Dyson, S., Murray, R. C., Theilen, B. V., Smith, M., Tucker, R., Nagy, A., et al. (2011). *Equine MRI*. "Normal MRI anatomy": Wiley-Blackwell.
- Dyson, S., Murray, R., Schramme, M., & Branch, M. (2003). Lameness in 46 horses associated with deep digital flexor tendonitis in the digit: diagnosis confirmed with magnetic resonance imaging. *Equine Veterinary Journal* , 35, 681-690.
- Dyson, S., Murray, R., Schramme, M., & Branch, M. (2003). Magnetic resonance imaging of the equine foot: 15 horses. *Equine Veterinary Journal* , 35, 18-26.
- Franci, P., Leece, E., & Brearley, J. (2006). Post anaesthetic myopathy/neuropathy in horses undergoing magnetic resonance imaging compared to horses undergoing surgery. *Equine Vet Journal* , 38 (6), 497-501.

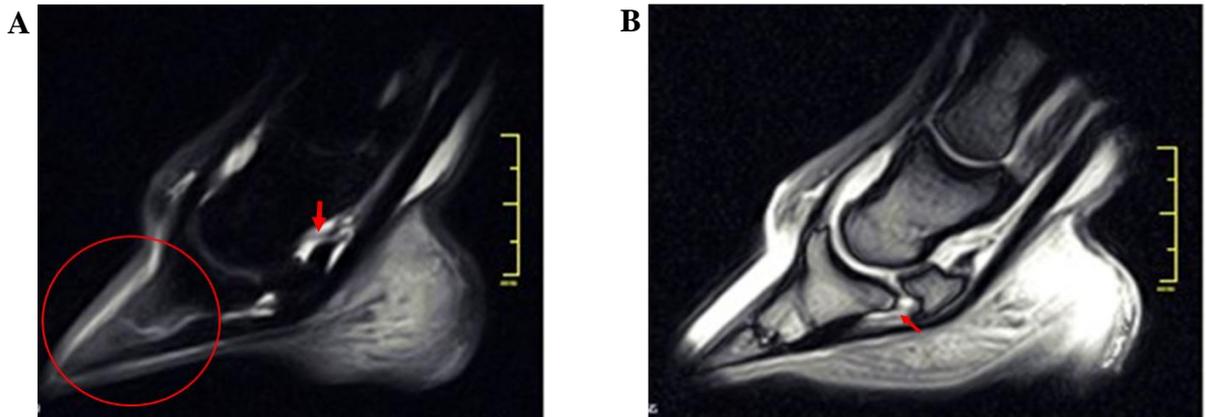
- Gerlach, K., & Gerhards, H. (2008). Magnetresonanztomographische Merkmale von Zubildungen im Bereich der Nase, Nasennebenhöhlen und der angrenzenden Knochen: retrospektive Analyse von 33 Pferden. *Pferdeheilkunde*, 24, 565-576.
- Hallmarq Veterinary Imaging. (2015). Obtido em 20 de Janeiro de 2015, de 40.000 standing equine MRI scans: <http://www.hallmarq.net/equine/news/40-000-standing-equine-mri-scans>
- Judy, C., & Murray, R. C. (2011). *Equine MRI*. "Contrast agents in equine MRI": Wiley-Blackwell.
- Leece, E., & Murray, R. C. (2011). *Equine MRI*. "High-field MRI in horses: practicalities and image acquisition": Wiley-Blackwell.
- Marques, R. (2013), *Avanços na compreensão da síndrome navicular recorrendo à ressonância magnética*. Relatório final de estágio, Mestrado Integrado em Medicina Veterinária, ICBAS.
- Martinelli, M. J., G. J. Baker, R. B., & Kuriashkin, I. V. (1996). Magnetic resonance imaging of degenerative joint disease in a horse: a comparison to other diagnostic techniques. *Equine Veterinary Journal*, 28, 410-415.
- Matiasek, K., Coronau, M., Schmahl, W., & Gerhards, H. (2007). Imaging Features and Decision Making in Retrobulbar Neuroendocrine Tumours in Horses – Case Report and Review of Literature. *J. Vet. Med.*, A 54, 302-306.
- Murray, R. C., & Werpy, N. (2011). *Equine MRI*. "Image interpretation and artefacts": Wiley-Blackwell.
- Murray, R. (2011). *Equine MRI*. Wiley-Blackwell.
- Powell, S., Dyson, S., Murray, R., Brokken, M., Werpy, N., Audigié, F., et al. (2011). *Equine MRI*. "Pathology": Wiley-Blackwell.
- Ramos, J. (2013), *Desmiste proximal do ligamento suspensor do boleto dos membros posteriores em equinos*. Relatório final de estágio, Mestrado Integrado em Medicina Veterinária, ICBAS.
- Schild, H. (2009). *MRI Made Easy – an interactive training program based on the book "MRI Made Easy" by Prof. Dr. H. H. Schild*. Shering - making medicine work (figuras da presente dissertação baseadas nas figuras deste livro)
- Staschak, T., & Parks, B. (2011). *Manual of Equine Lameness*. Lameness in the extremities: Wiley-Blackwell.
- Two views of MRI scans*. (2015). Obtido em 18 de Janeiro de 2015, de A quick history of the MRI: <http://www.two-views.com/MRI/History.html>
- Werpy, N., & Murray, R. C. (2011). *Equine MRI*. "Low-field MRI in horses: practicalities and image acquisition": Wiley-Blackwell.

## VII. ANEXOS

### Imagens de RM dos casos clínicos

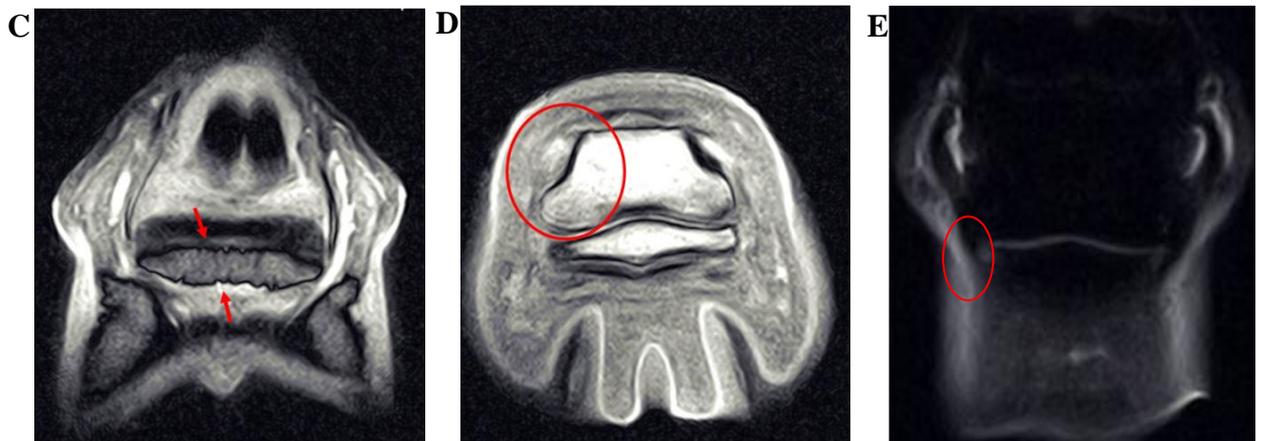
#### Caso 1

Imagens obtidas através de um sistema Hallmarq - *distal limb scanner*® e gentilmente cedidas pela Clínica de Equinos Desbrosse.



**A:** SBC, imagem STIR sagital do membro anterior direito distal. Círculo – edema ósseo da terceira falange, Seta – distensão moderada da bolsa do navicular.

**B:** SBC, imagem ponderada em T2\* 3D sagital do membro anterior direito distal. Seta – ligeira remodelação óssea na inserção do ligamento ímpar na terceira falange – entesiófito.

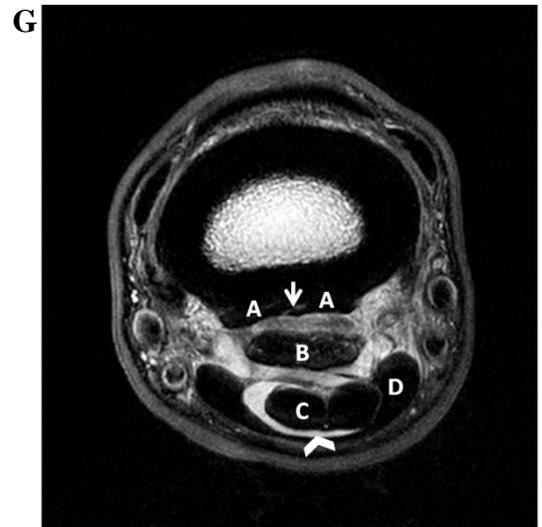
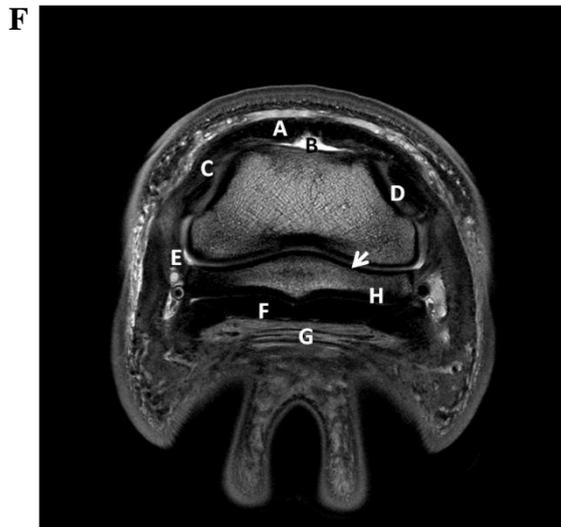


**C:** SBC, imagem ponderada em T2\* 3D frontal do membro anterior direito distal. Setas – ligeira irregularidade dos bordos proximal e distal do osso navicular.

**D:** SBC, imagem ponderada em T1 3D transversal do membro anterior direito distal, Círculo – ligamento colateral medial espessado, margens indefinidas e IS aumentada.

**E:** SBC, imagem STIR frontal do membro anterior direito distal. Seta – remodelação óssea na inserção do ligamento colateral medial na terceira falange (IS aumentada).

Para comparação, imagens de RM da mesma região, sem alterações e com legenda das estruturas anatómicas mais relevantes. Imagens obtidas através de um sistema 3T Achieva, Philips Electronics® e gentilmente cedidas pelo Hospital de Equinos de Hannover (imagens correspondem a outro paciente).



**F:** SAC, imagem transversal ponderada em DP na zona distal da segunda falange (membro anterior). A – tendão extensor digital comum, B – Recesso dorsal AIFD, C – Ligamento condrocoronal, D – Ligamento colateral, E – Ligamento condrosesamoide, F – TFDP, G – Ligamento anular digital distal, H – CórTEX flexor do osso navicular, Seta – CórTEX articular do osso navicular.

**G:** SAC, imagem transversal ponderada em DP da primeira falange proximal (membro anterior). A – Ligamento sesamoide oblíquo, Seta – Ligamento acessório do ligamento sesamoide reto, B – Ligamento sesamoide reto, C – TFDP, D – Tendão flexor digital superficial (TFDS), Cabeça de seta – Bainha do tendão flexor digital profundo.



**H:** SAC, imagem sagital gradiente-eco ponderada em DP do membro anterior distal

A – Recesso dorsal AIFD

B – Derme coronária

C – Derme sublamelar

D – Epiderme lamelar

Seta – Inserção do TFDP na superfície palmar da falange distal

E – Ligamento sesamoide ímpar distal

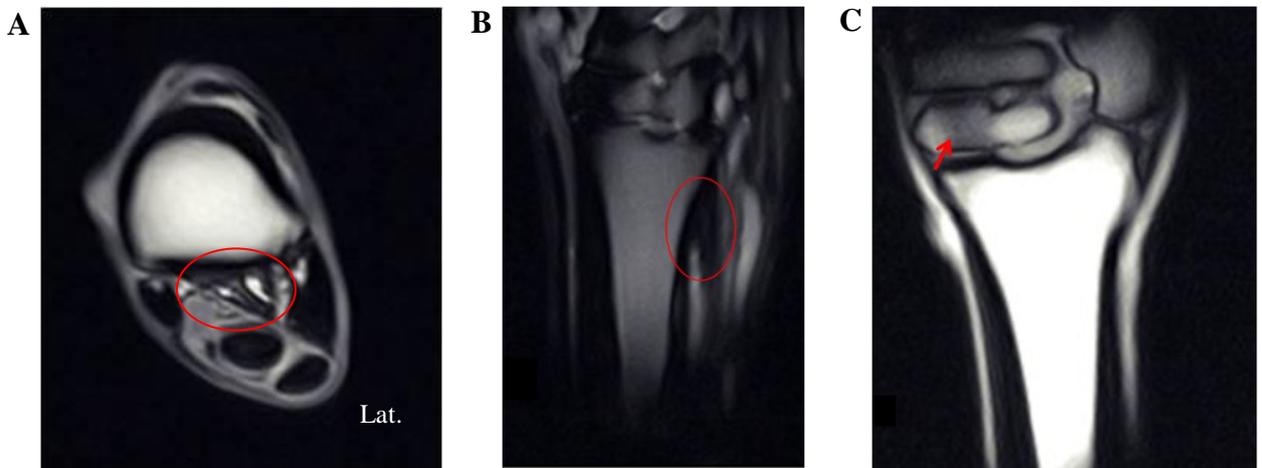
F – Bolsa do osso navicular

G – Coxim digital

H – TFDP

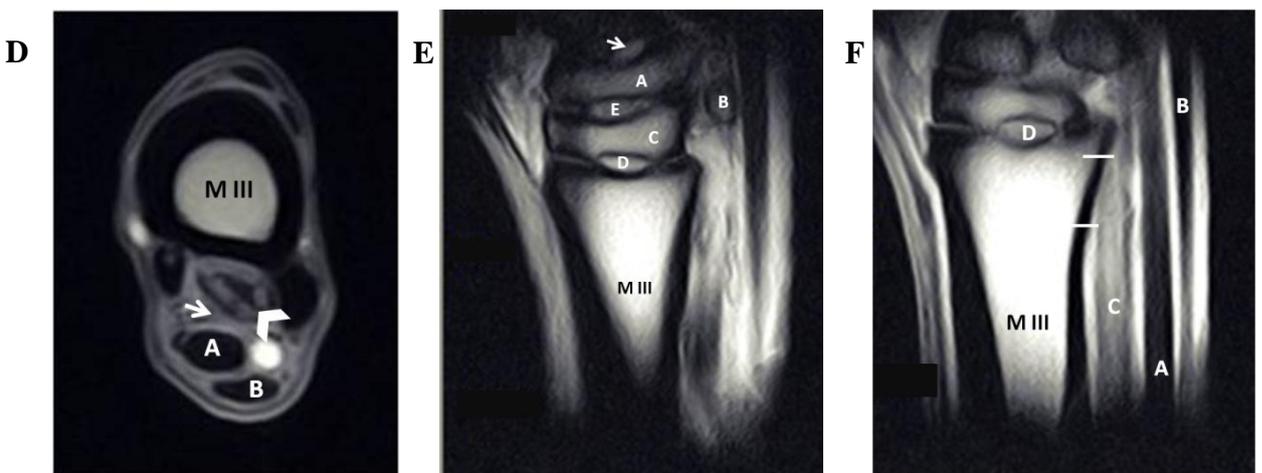
## Caso 2

Imagens obtidas através de um sistema Hallmarq - *distal limb scanner*® e gentilmente cedidas pela Clínica de Equinos Desbrosse.



**A:** SBC, imagem ponderada em T2\* transversal na zona do metatarso proximal. Círculo – aumento subtil da intensidade do sinal e ligeira irregularidade dos bordos do ligamento suspensor do boleto proximal. **B:** SBC, imagem STIR sagital do membro posterior esquerdo. Círculo – zona irregular hiperintensa e ligeiro espessamento do ligamento suspensor do boleto próximo da zona de inserção proximal. **C:** SBC, imagem gradiente-eco ponderada em TI frontal na zona do metatarso proximal. Seta – diminuição da intensidade de sinal focal no terceiro osso do tarso.

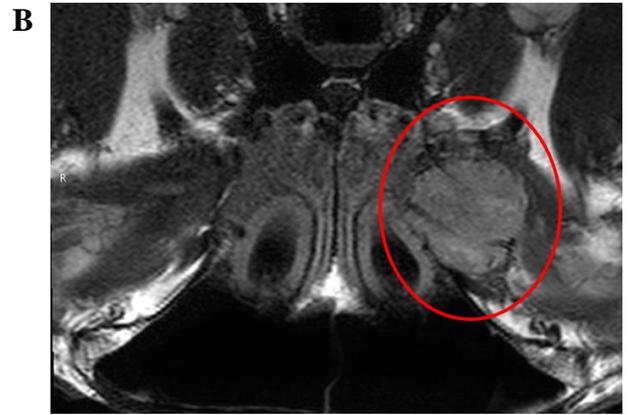
Para comparação, imagens de RM da mesma região, sem alterações e com legenda das estruturas anatómicas mais relevantes (imagens correspondem a outro paciente).



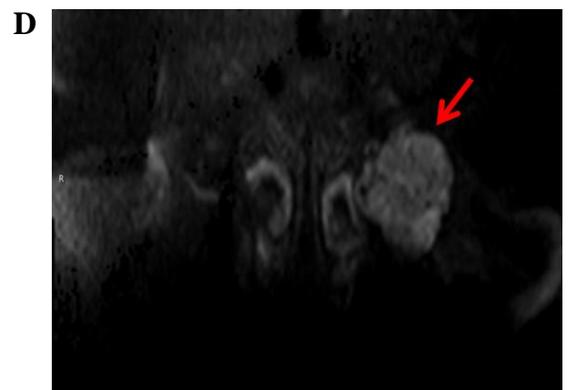
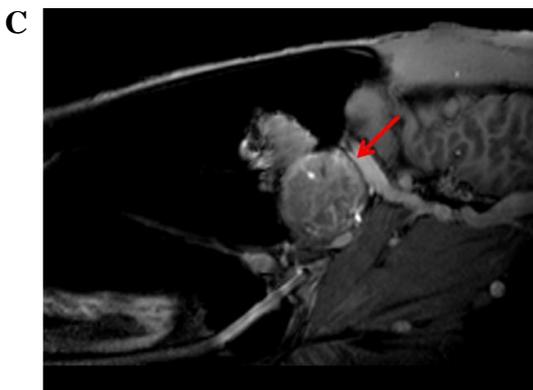
**D:** SBC, imagem transversal gradiente-eco ponderada em T1 na zona do metatarso proximal. A – TFDP, B – TFDS, Seta – Ligamento acessório do TFDP, Cabeça de seta – Ligamento suspensor, M = metatarso. **E:** SBC, imagem sagital gradiente-eco ponderada em T1 na zona da articulação tarso-metatarsica. Seta – Ligamento talocalcaneal-centroquartal, A – Osso central do tarso, B – Quarto osso do tarso, C – Terceiro osso do tarso, D – Ligamento tarso-metatarsal, E – Ligamento centro-distal do tarso. **F:** SBC, imagem sagital gradiente-eco ponderada em T1 na zona da articulação tarso-metatarsica. A – TFDP, B – TFDS, C – Ligamento suspensor, Entre linhas – Zona de inserção ligamento suspensor proximal no osso M III, D – Ligamento tarso-metatarsal, M = metatarso.

### Caso 3

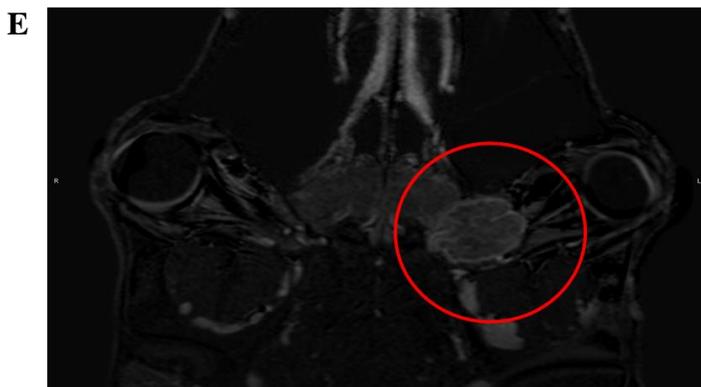
Imagens obtidas através de um sistema 3T Achieva, Philips Electronics® e gentilmente cedidas pelo Hospital de Equinos de Hannover.



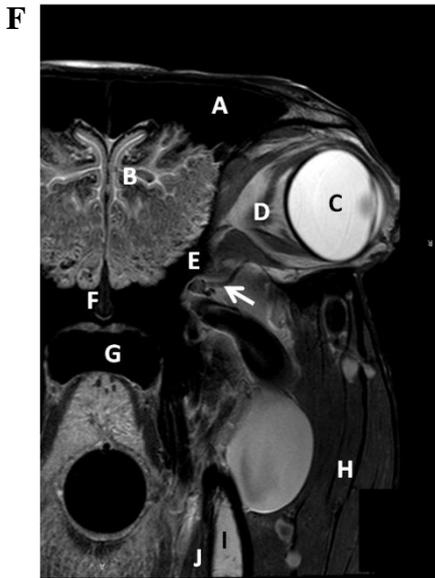
**A:** SAC, imagem *spin-eco* rápida ponderada em T2 dorsal. Círculo – massa retrobulbar de forma circular e de limites bem definidos. **B:** SAC, imagem FLAIR ponderada em T2 transversal. Círculo – massa retrobulbar de forma circular e de limites bem definidos.



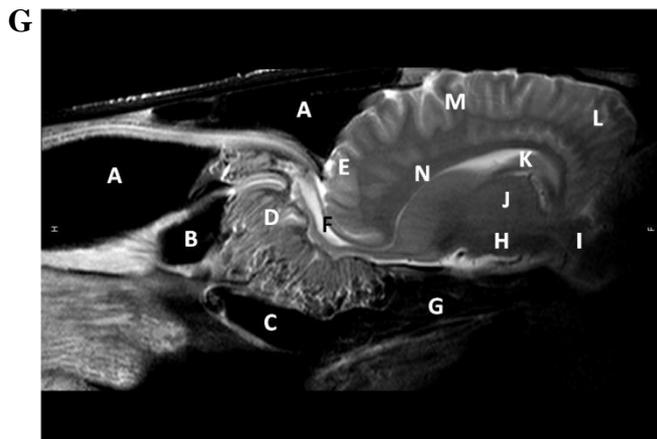
**C:** SAC, imagem gradiente-eco ponderada em T1 sagital pós-contraste. Círculo – massa retrobulbar com aumento da IS. **D:** SAC, imagem gradiente-eco ponderada em T1 transversal pós-contraste. Seta – massa retrobulbar com aumento da IS. **E:** SAC, imagem gradiente-eco ponderada em T1 dorsal de subtração pós e pré contraste. Círculo – massa retrobulbar com aumento da IS.



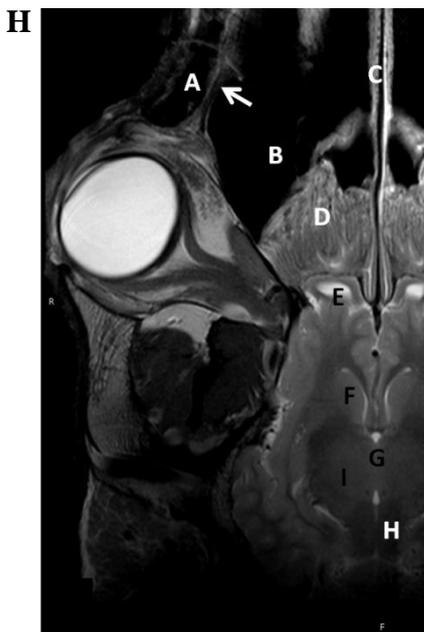
Para comparação, imagens de RM da mesma região, sem alterações e com legenda das estruturas anatómicas mais relevantes (imagens correspondem ao mesmo paciente).



**F:** SAC, imagem transversal *spin-eco* rápida ponderada em T2  
 A – Seio frontal  
 B – Pregas turbinadas do osso etmoide  
 C – Globo ocular  
 D – Músculos extraoculares e nervo ótico  
 E – Seio esfenopalatino  
 Seta - Canal e nervo infraorbitário  
 F – Vómer  
 G – Nasofaringe  
 H – Músculo masséter  
 I – Osso mandibular  
 J – Músculo pterigóideo medial



**G:** SAC, imagem sagital *spin-eco* rápida ponderada em T2  
 A – Seio frontal  
 B – Seio conchal ventral  
 C – Nasofaringe  
 D – Pregas turbinadas do osso etmoide  
 E – Lobo frontal  
 F – Lobo e recesso olfatório  
 G – Compartimento medial bolsa gutural  
 H – Hipotálamo  
 I – Colículo rostral  
 J – Adesão intertalâmica  
 K – Hipocampo  
 L – Lobo occipital  
 M – Lobo parietal  
 N – Corpo caloso



**H:** SAC, imagem dorsal *spin-eco* rápida ponderada em T2  
 A – Seio maxilar caudal  
 B – Seio frontal  
 Seta - Canal nasolacrimal  
 C – Septo nasal  
 D – Pregas turbinadas do osso etmoide  
 E – Lobo e recesso olfatório  
 F – Núcleo caudado  
 G – Terceiro ventrículo  
 H – Colículo rostral  
 I – Tálamo