

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA  
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD  
Departamento de Fisioterapia



TESIS DOCTORAL

DESARROLLO, ANÁLISIS Y  
ESTUDIO DE SONOMIOGRAFÍA  
APLICADA A FISIOTERAPIA


Antonio Luis Muro Culebras

Málaga 2017



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

AUTOR: Antonio Luis Muro Culebras

 <http://orcid.org/0000-0003-2117-1813>

EDITA: Publicaciones y Divulgación Científica. Universidad de Málaga



Esta obra está bajo una licencia de Creative Commons Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada 4.0 Internacional:

<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/legalcode>

Cualquier parte de esta obra se puede reproducir sin autorización pero con el reconocimiento y atribución de los autores.

No se puede hacer uso comercial de la obra y no se puede alterar, transformar o hacer obras derivadas.

Esta Tesis Doctoral está depositada en el Repositorio Institucional de la Universidad de Málaga (RIUMA): [riuma.uma.es](http://riuma.uma.es)





UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

# DESARROLLO, ANÁLISIS Y ESTUDIO DE SONOMIOGRAFÍA APLICADA A FISIOTERAPIA

*TESIS DOCTORAL*

DOCTORANDO: ANTONIO LUIS MURO CULEBRAS

DIRECTOR: ANTONIO I. CUESTA VARGAS



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA



D. Antonio Ignacio Cuesta Vargas, Doctor por la Universidad de Málaga y Profesor del Departamento de Fisioterapia, perteneciente a la Facultad de Ciencias de la Salud.

**CERTIFICA** que el trabajado presentado como Tesis Doctoral por D. Antonio Luis Muro Culebras, titulado *Desarrollo, Análisis y Estudio de Sonomiografía aplicada a Fisioterapia*, ha sido realizado bajo mi dirección y considero que reúne las condiciones apropiadas en cuanto a contenidos y rigor científico para ser presentado a trámite de lectura.

Y para que conste donde convenga firmo el presente en Málaga a veintinueve de Diciembre de dos mil dieciséis.

Fdo.: Antonio Ignacio Cuesta Vargas



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

## AGRADECIMIENTOS

A M<sup>a</sup> Antonia, mi mujer, por animarme siempre a emprender nuevos retos, por la enorme paciencia que me ha tenido y la de tiempo que le he robado, y por darme lo más bonito de esta vida.

A Antonio y Estrella, mis padres, por apoyarme e interesarse siempre en todos los proyectos que emprendo.

A Inés María, mi peque, por en cierta manera estar presente en esta tesis y por alegrarme los días (y no dejarme dormir por las noches)

A Antonio Cuesta, compañero, amigo y director de tesis, por su infinita paciencia y guía, y principal responsable de que al final esta tesis se haya completado y de la que espero que se sienta orgulloso.

A todos los familiares, amigos, compañeros y pacientes que han participado como ~~conejillos de indias~~ sujetos de estudio en algunas de las larguísimas sesiones de recogida de datos.



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA



# Contenido

<b>ABREVIATURAS</b>	<b>1</b>
---------------------	----------

---

<b>MARCO TEÓRICO</b>	<b>1</b>
----------------------	----------

---

<b>INTRODUCCIÓN</b>	<b>1</b>
---------------------	----------

<b>1. EVALUACIÓN CLÍNICA</b>	<b>3</b>
------------------------------	----------

1.1. EVALUACIÓN CLÍNICA EN FISIOTERAPIA	4
---	---

1.2 EVALUACIÓN SUBJETIVA	6
--------------------------	---

1.3 EVALUACIÓN OBJETIVA	7
-------------------------	---

1.4 EVALUACIÓN ANALÍTICA	8
--------------------------	---

1.5 EVALUACIÓN FUNCIONAL	133
--------------------------	-----

<b>2. PATOLOGÍAS MUSCULOESQUELÉTICAS</b>	<b>135</b>
--	------------

2.1 SÍNDROME DE DOLOR MIOFASCIAL	136
----------------------------------	-----

2.2 FIBROMIALGIA	146
------------------	-----

2.3 SÍNDROME DE DOLOR MIOFASCIAL VS FIBROMIALGIA	151
--	-----

2.4 SÍNDROME FATIGA CRÓNICA	152
-----------------------------	-----

2.5 OTROS TIPOS DE MIALGIAS	154
-----------------------------	-----

<b>3. ELASTOGRAFÍA EN EL DOLOR MIOFASCIAL</b>	<b>157</b>
---	------------

<b>OBJETIVOS</b>	<b>169</b>
------------------	------------

<b>BIBLIOGRAFÍA</b>	<b>171</b>
---------------------	------------

<b>MARCO EXPERIMENTAL</b>	<b>199</b>
---------------------------	------------

---

<b>INTRODUCCIÓN</b>	<b>199</b>
---------------------	------------

<b>1. SONO-MIOGRAFÍA Y SONO-MIOLEASTOGRAFÍA DE LOS TENDER POINTS DE PACIENTES CON FIBROMIALGIA</b>	<b>201</b>
--	------------

RESUMEN	202
---------	-----

INTRODUCCIÓN	202
--------------	-----

MÉTODO	205
--------	-----

RESULTADOS	211
------------	-----

DISCUSIÓN	214
-----------	-----

BIBLIOGRAFÍA	216
--------------	-----

<b>2. EFICACIA DE LA TERAPIA MANUAL MIOFASCIAL EN VARIABLES DE LA ARQUITECTURA</b>	
<b>MUSCULAR</b>	<b>221</b>
RESUMEN	221
INTRODUCCIÓN	221
MÉTODO	224
RESULTADOS	230
DISCUSIÓN	232
BIBLIOGRAFÍA	235
<b>3. SENSIBILIDAD SONOELASTOGRÁFICA DURANTE LA TERAPIA MANUAL EN PUNTOS GATILLO</b>	
<b>DEL MÚSCULO TRAPECIO SUPERIOR</b>	<b>243</b>
RESUMEN	243
INTRODUCCIÓN	243
MÉTODO	247
RESULTADOS	254
DISCUSIÓN	257
BIBLIOGRAFÍA	261
<b>DISCUSIÓN</b>	<b>269</b>
<b>CONCLUSIONES</b>	<b>275</b>
<b>BIBLIOGRAFÍA</b>	<b>277</b>
<b><u>COMPETENCIAS ADQUIRIDAS Y PROSPECTIVA</u></b>	<b><u>283</u></b>
<b><u>ANEXOS</u></b>	<b><u>287</u></b>

## ABREVIATURAS

**ACR** Colegio Americano de Reumatología

**APTA** Asociación Americana de Terapia Física

**ARFI** Radiación Acústica por Impulso de Fuerza

**EVA** Escala Visual Analógica

**FM** Fibromialgia

**IR** índice Resistivo

**MCLB** Microscopio Confocal Láser de Barrido

**PET** Tomografía por Emisión de Positrones

**PG** Punto Gatillo Miofascial

**RM** Resonancia Magnética

**ROI** Región de Interés

**SDM** Síndrome de Dolor Miofascial

**SFC** Síndrome de Fatiga Crónica

**SME** Sono-mioelastografía

**SNC** Sistema Nervioso Central

**SPECT** Tomografía Computarizada de Emisión Monofotónica

**TC** Tomografía Computerizada

**TCO** Tomografía de Coherencia Óptica

**TP** Tender Point

**UDP** Umbral del Dolor a la Presión

**US** Ultrasonidos



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

# MARCO TEÓRICO

## INTRODUCCIÓN

En el desarrollo de este marco teórico se hará una descripción de los medios más comunes de evaluación de fisioterapia, o que ayudan al diagnóstico de fisioterapia, prestando especial atención a los sistemas más novedosos que se están desarrollando para la evaluación de las distintas patologías, y sobre todo al sistema miofascial y al estudio mediante técnicas sonográficas.

Dentro del apartado del sistema musculoesquelético, la redacción abordará desde el concepto inicial de muchos problemas (como es el caso de los puntos gatillo) que se consideraban procesos centrales, hasta los estudios más actuales que hablan de un proceso de sensibilización central que produce efectos como el dolor referido. Y en el apartado de la sonografía, esta redacción enumerará las distintas técnicas, desde el estudio de las imágenes en modo de escala de grises (modo B), hasta las técnicas Doppler, en donde valores como el índice resistivo nos puede dar una valoración de la resistencia que un territorio ejerce al flujo arterial. Se prestará especial atención a las nuevas técnicas de sonografía llamadas elastografía o sonoelastografía, que emplea diferentes medios para conocer las propiedades elásticas de los tejidos profundos. Y también se expondrán el desarrollo de diversos fantomas “caseros” para verificar la efectividad de las técnicas de elastografía.



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

## 1. Evaluación clínica

La forma óptima de un tratamiento sanitario siempre llega tras una adecuada valoración clínica, la cual guiará al profesional sanitario hacia un correcto diagnóstico de la patología, de la elección de los medios para tratar esa patología y de los medios para valorar su evolución; o hacia una correcta producción científica. Pero, además, permite mantener registros de la evaluación, seguimiento y tratamiento de los pacientes, y que el trabajo realizado pueda ser evaluado por otro profesional sanitario.

Al menos 1600 años a.C. ya se encuentran los primeros registros de evaluación clínica en los escritos de Imhotep en el antiguo Egipto (el papiro de Edwin Smith) y en los papiros de Ebers, en los cuales se dan diversas guías sobre técnicas de diagnóstico y tratamiento de patologías. Se encuentran registros posteriores de evaluación clínica en libros médicos en Babylonia (1069-1046 a.C.) y en libros de medicina tradicional china (100-200 a.C.). En la antigua Grecia también se observa con Hipócrates (300 a.C.) el valor de examinar, usar la mente y los sentidos como métodos de diagnóstico, un principio que jugó un papel muy importante en su reputación como “Padre de la medicina”. En la edad media los cristianos pensaban que las enfermedades eran culpa de sus pecados, de modo que la evaluación de los pacientes quedó relegada. En el siglo XIX surgieron sofisticadas técnicas de diagnóstico como el microscopio, los rayos X o los tests químicos y bacteriológicos (Berger, 1999).

Los principios de la evaluación clínica suelen ser comunes a todas las profesiones sanitarias. Se puede ver un ejemplo de los principios de la práctica clínica en el trabajo de Nell McIntyre (McIntyre, 1995), aunque el trabajo está dirigido a los médicos se puede comprobar que se puede aplicar a cualquier disciplina sanitaria:

1.- La toma de datos debe ser adecuada, precisa y apropiada.

2.- Los datos del paciente deben ser revisados para identificar todos los problemas que requieran una acción o atención, y para decidir la prioridad dada a cada problema.

3.- Para cada problema que requiere una acción, se debe preparar un plan para decidir como:

- a) si es necesario, llevar el estado del problema a un nivel más alto de diagnóstico;
- b) vigilar el problema (por ejemplo, decidir si el problema está mejorando o empeorando);
- c) tratar el problema;
- d) proporcionar la información adecuada al paciente.

4.- El tratamiento para el problema debe ser sólo suministrado si está indicado, y teniendo debidamente en cuenta la posible eficacia del tratamiento, y la posibilidad de complicaciones o interacciones con otros problemas o tratamientos.

5.- El paciente debe de ser objeto de seguimiento con una revisión de los síntomas, signos y resultados de datos de laboratorio, con la reevaluación de los problemas y con la repetición de los planes.

6.- El paciente (y/o familiares) debe mantenerse totalmente informado, y con todos los detalles (de las características clínicas, diagnóstico, tratamiento y educación del paciente).

7.- La información clínica debe ser documentada apropiadamente en los registros médicos del paciente.

8.- Cuando un clínico está inseguro sobre el mejor curso de acción debe buscar ayuda de fuentes de referencia apropiadas, o de un colega con mayor experiencia en el tratamiento de ese problema.

### 1.1. Evaluación clínica en fisioterapia

El examen y la evaluación fisioterápica es una parte muy importante en la práctica del fisioterapeuta. La evaluación clínica en fisioterapia, como en otras profesiones sanitarias, comprende una serie de procesos de recolección de datos que incluyen una evaluación subjetiva en la que el propio paciente proporciona datos de su patología, y una evaluación objetiva en la que el



fisioterapeuta realiza su propia exploración del paciente para recolectar más datos, lo que lleva a un correcto diagnóstico de fisioterapia.

Según la Asociación Americana de Terapia Física (APTA) la valoración fisioterapéutica debe constar de los siguientes pasos (American Physical Therapy association, 2015):

- Examen:
  - obtener la historia del paciente mediante una entrevista y la revisión de documentación escrita para obtener los datos del paciente,
  - una revisión por sistemas (cardiovascular, tegumentario, osteomuscular, neuromuscular) y habilidades,
  - la aplicación de tests y/o pruebas para recoger los datos de la condición funcional del paciente y que permiten confirmar o descartar las causas de las deficiencias o limitaciones funcionales.
- Evaluación: que corresponde al análisis y síntesis basado en los datos recogidos durante el examen y favorece la emisión de un juicio clínico y la toma de decisiones.
- Diagnóstico fisioterapéutico: significa integrar y evaluar los datos del examen para describir la condición del paciente
- Pronóstico y plan de cuidado: determina las posibilidades de mejora, los resultados óptimos esperados y la totalidad del tiempo requerido para alcanzar el logro de los objetivos.
- Intervención: es el propósito de la interacción entre el fisioterapeuta y el paciente, su entorno, incluyendo a su familia y/o cuidadores mediante la realización de medidas preventivas y/o terapéuticas.
- Reevaluación: incluye el impacto de las intervenciones fisioterapéuticas en los campos de la patología, limitación funcional, incapacidad, reducción del riesgo, prevención, salud, y satisfacción del paciente

El diagnóstico fisioterapéutico está reconocido por una sentencia de la Audiencia Nacional de 2 de diciembre de 2009, diferenciándolo del diagnóstico médico, y sin tratar de reemplazarlo, confirmarlo o confrontarlo. La Confederación Mundial de la Terapia Física describe el Diagnóstico Fisioterapéutico como “El resultado de un proceso de razonamiento clínico que

se traduce en la identificación de las deficiencias existentes o potenciales, limitaciones en las actividades y restricciones en la participación y el funcionamiento de los factores que influyen en forma positiva o negativa" ..., y la Asociación Francesa para la Investigación y la Evaluación en Fisioterapia define el diagnóstico Fisioterápico como "el proceso de análisis de las deficiencias y discapacidades observadas y/o estudiadas. Es un proceso de evaluación del pronóstico funcional, cuyas deducciones permiten establecer un programa de tratamiento en función de las necesidades observadas y escoger el modelo terapéutico apropiado a realizar".

El Ilustre Colegio Profesional de Fisioterapeutas de Andalucía menciona una serie de objetivos al realizar el diagnóstico fisioterapéutico:

- Búsqueda de unos objetivos, a corto, medio y largo plazo.
- Facilitar un plan de tratamiento, así como los modelos terapéuticos apropiados a aplicar.
- Establecer un programa de intervención fisioterápica.
- Ayudar a elegir los actos fisioterápicos más adecuados (modelos, técnicas) en dicha intervención.
- Colocar las incapacidades en el centro del análisis.
- Establecer las relaciones entre deficiencia y desventaja.

## 1.2 Evaluación subjetiva

La evaluación subjetiva implica la recolección de datos por parte del profesional sanitario proporcionados por el paciente relativos a su propia patología. La evaluación subjetiva comprende la anamnesis, que es el proceso de la evaluación clínica que se realiza en la entrevista con el paciente para identificar sus datos personales, conocer sus dolencias actuales, obtener una retrospectiva de él y determinar los elementos familiares, ambientales y personales relevantes (García, Luis, & Rodríguez Pupo, 1999). Todos esos datos son incluidos en la historia clínica del paciente. En la anamnesis se consigue recabar los síntomas que nota el paciente relativos a su patología. Los síntomas son valoraciones subjetivas, que no se pueden medir científicamente y que

contienen componentes emocionales (Devroede, 1992). Para realizar una adecuada anamnesis se deben tener en cuenta 3 factores (García et al., 1999):

- La causa de la entrevista
- ¿Cuáles son sus preocupaciones?
- Las causas de las preocupaciones.

Según la Guía para la Práctica Fisioterapéutica de la APTA (American Physical Therapy association, 2015), la historia clínica del paciente debe recoger los siguientes datos:

- Información demográfica
- Historia social
- Empleo
- Crecimiento y desarrollo
- Entorno de vida
- Estado de salud
- Hábitos sociales
- Historia familiar
- Historia quirúrgica
- Enfermedades comunes
- Estado funcional
- Nivel de actividad
- Medicamentos
- Test clínicos/paraclínicos

### 1.3 Evaluación objetiva

La evaluación objetiva es la realizada mediante una intervención directa del propio profesional sanitario sobre el paciente recolectando datos de forma objetiva llamados signos. Esta recolección de datos se realiza mediante el uso de (Lesmes, 2007):

- Observación. La realiza el profesional sanitario al establecer contacto visual.

- Inspección. Se realiza mediante un estudio visual y específico de cada segmento corporal y sus estructuras.
- Palpación. Se realiza mediante la palpación de estructuras de forma superficial o profunda.
- Auscultación. Se realiza al escuchar sonidos del cuerpo humano, como los chasquidos o crepitaciones articulares.
- Percusión. Se realiza al utilizar pequeños golpes con la mano o los dedos en ciertas estructuras para escuchar las variaciones de sonoridad que pueda haber.
- Análisis de laboratorios
- Estudios radiológicos
- Otros estudios

## 1.4 Evaluación analítica

Estudia por separado cada estructura (sistema tegumentario, articular, óseo, ...) sin interrelacionarlos.

### 1.4.1 Valoración del sistema tegumentario.

El sistema tegumentario está compuesto por la piel y sus anexos (Lesmes, 2007). La piel, con un peso aproximado de 5 Kg es el órgano más grande del cuerpo humano y lo recubre por completo. Formada por la epidermis, la dermis y el tejido subcutáneo o hipodermis que están profundamente conectadas, y junto con el cabello, las uñas, las glándulas sudoríparas y las glándulas sebáceas, forma el sistema tegumentario. El tejido celular subcutáneo permite el anclaje y deslizamiento de la piel sobre los órganos (Génot & Leroy, 1988). La principal función de la piel es la protección del organismo de agentes externos tales como las bacterias, los rayos ultravioletas o los cambios de temperatura. También comprende una función exteroceptiva mediante el sentido del tacto.

#### *1.4.1.1 Observación*

La piel debe examinarse con una buena iluminación y con el tejido desnudo de la zona afectada y de las regiones vecinas, así como comparar con

el lado contralateral. A nivel de evaluación del tejido tegumentario se examina (Fitzpatrick, 2009; Génot & Leroy, 1988):

- Pulosidad. Varía de hombres a mujeres y en función de la edad, pudiendo llegar a dificultar la observación de la piel, y sus alteraciones pueden mostrar alteraciones autoinmunes como el caso de la alopecia areata, incluso alteraciones paraneoplásicas como la hipertrichosis lanuginosa o problemas con alguna medicación como la pérdida de pilosidad en piernas y brazos provocada por medicación, o problemas vasculares como la enfermedad arterial periférica que provoca alteraciones del crecimiento del pelo en pies y piernas.
- Uñas. Por norma general las uñas muestran una convexidad en su eje longitudinal y en su eje horizontal. Alteraciones en las uñas pueden avisar de anemia (lechos ungueales pálidos), hipoxia (lechos ungueales cianóticos), psoriasis (muestra una uña como “picoteada”), traumatismo, etc.
- Coloración. La coloración de la piel varía en función de la raza, por la mayor o menor presencia de melanina en la piel, por los vasos sanguíneos localizados en la dermis y por la hematosi. Entre las alteraciones que podemos encontrar, están:
  - Una piel pálida denota anemia o mala circulación;
  - Un exceso de coloración roja denota hipervascularización;
  - Una piel violácea denota mal retorno venoso (cianosis periférica por vasoconstricción por frío, por ejemplo) o una hemoglobina desaturada en oxígeno (cianosis central habitualmente por hipoxia);
  - Una coloración amarillenta de la piel puede indicar un aumento de los niveles de bilirrubina;
  - Una piel negra denota necrosis.
  - Las alteraciones en la homogeneidad de la coloración también demuestran alteraciones tales como el vitíligo, cicatrices, roces, traumatismos repetidos, ...

Estas alteraciones de coloración son más fáciles de apreciar en pacientes caucásicos.

- Volumen. Las capacidades elásticas de ciertos tejidos permiten la infiltración o el estancamiento de diferentes líquidos provocando un aumento del volumen. En una zona edematosa, la piel la encontraremos tirante, brillante y con un volumen aumentado, pudiendo provocar una alteración en la coloración de la piel. Elementos tales como los quistes sebáceos también provocan cambios en el volumen de la piel.
- Grosor de la piel. Tener en cuenta que el grosor de la piel puede variar. Zonas de la piel como la planta de los pies tiene un grosor de unos 0.5 cm, mientras que otras zonas como la epidermis que cubre parpados y orejas es de 0.05 cm.
- El aspecto de la piel. El aspecto de la piel puede variar en función del espaciamiento y dilatación de los poros, la descamación de la capa cornea superficial o la organización del tejido celular subcutáneo.
- Humedad. Por normal general la piel presenta un aspecto seco, pero la presencia de las glándulas sudoríparas en mayor o menor concentración puede variar la humedad de la piel. Factores tales como la temperatura ambiental, el ejercicio físico o la ansiedad pueden producir un aumento de la sudoración en las palmas de las manos, axilas, frente y cuero cabelludo.
- Lesiones cutáneas. Lesiones elementales, que son una primera manifestación de la patología (por ejemplo, una herida por un traumatismo), o lesiones secundarias, que son consecuencia de otra lesión (por ejemplo, una cicatriz). Inspeccionar la presencia de heridas, llagas, cicatrices, petequias, descamaciones, cicatrices, verrugas, equimosis, ronchas, úlceras, ampollas, ...
- Pliegues de flexión. En zonas de la piel que sufren variaciones repetidas de elongación en la misma dirección se producen pliegues de flexión tal como podemos ver en zonas como el codo, rodilla, articulación metacarpofalángica, muñecas, .... Se debe valorar la presencia, alineación y orientación de los pliegues.
- Formaciones diversas. Agrupación de lunares, verrugas, quistes, alteraciones vasculares, ...

- Higiene. Una piel limpia mostrará un aspecto saludable.

#### *1.4.1.2 Palpación y movilización.*

La palpación se inicia explorando la humedad y la textura de la zona a explorar colocando la palma de mano del terapeuta sobre ella, y explorando la temperatura colocando el dorso de la mano (Lesmes, 2007). La temperatura puede ser tibia al tacto, aunque pueden existir alteraciones como una temperatura superior a lo normal, sobre los 37º, o inferior, por debajo de 35º-36º. También se pueden encontrar aumentos localizados de la temperatura debido a una inflamación, o reducciones localizadas de la temperatura debido a motivos como una alteración de la circulación (Génot & Leroy, 1988).

El examen de la movilidad de la piel se realiza mediante la toma de un pliegue cutáneo que enfrenta las caras profundas de la dermis y las separa de los tejidos profundos. La manipulación debe realizarse en distintas direcciones, con el paciente en posición de reposo para evitar la actividad muscular y evitando maniobras agresivas que puedan provocar reacciones de defensa en el paciente (Génot & Leroy, 1988; Lesmes, 2007). Con él se examinan las siguientes características (Génot & Leroy, 1988; Lesmes, 2007):

- Extensibilidad. La capacidad de elongación de la piel. Permite evaluar la existencia de posibles adherencias. Se evalúa mediante una maniobra de fricción en la que se realiza un movimiento tangencial a la piel sin desplazar la mano.
- Elasticidad. La capacidad de la piel de volver a la posición inicial. Puede verse alteradas por factores como la deshidratación, envejecimiento, edemas, ... Que el pliegue cutáneo permanezca tras realizar el pellizcamiento significa que la elasticidad está alterada, volviendo a su posición normal rápidamente en una situación en la que no hay alteración de la elasticidad.
- Espesor. El espesor depende de la cantidad de tejido que se sostenga, la cantidad de tejido adiposo y la fuerza que se ejerza.
- Flexibilidad. La capacidad de deformación de la piel ante una carga.
- Consistencia. Que la piel sea más firme, floja, blanda, ...

- Movilidad de la piel con respecto a los tejidos subyacentes.
- Viscoelasticidad. La piel, ante una carga o deformación constante varía su respuesta en el tiempo.
- Rigidez y resistencia. La capacidad de la piel de resistir cargas dentro de los límites fisiológicos sin alterar sus funciones.

Una variación a esta técnica sería la pinza rodada o palpación rodada descrita por autores como Lewit (Chaitow, 1987; Karel Lewit, 1999). En ella se realiza un pliegue cutáneo entre el pulgar y el resto de dedos en oposición despegando la piel de los tejidos profundos, y se hace rodar ese pliegue transversalmente al recorrido de los dermatomas; en el caso de la espalda por ejemplo se haría paralelamente a las apófisis espinosas.

Mediante esta prueba se puede evaluar la dermalgia refleja mediante un aumento de la resistencia al realizar la técnica, a un aumento del grosor del pliegue o a un aumento del dolor (Chaitow, 2001).

La pinza rodada suele comprender una zona extensa para la evaluación, por lo que Lewit desarrollo una técnica más localizada consistente en estirar la piel con los pulpejos de los dedos del terapeuta en direcciones contrarias hasta tensarla, y una vez en esa posición se lleva la piel a un estiramiento final donde se percibe una leve “elasticidad”. Este estiramiento se puede hacer en diferentes direcciones, y en caso de encontrar una zona rígida en vez de una zona elástica al final del estiramiento se estaría hablando de una zona cutánea hiperalgésica por una actividad refleja (Chaitow, 2001).

#### *1.4.1.3 Exploración instrumentada*

Se utilizan diversos instrumentos para ayudarnos en la valoración de la piel (Génot & Leroy, 1988; Lesmes, 2007).

- Cinta métrica, para medir perímetros y edemas o tamaño de cicatrices.
- Podoscopio, para examinar las zonas de presión mediante hiperqueratosis plantar.
- Tanque volumétrico para medir el volumen de un segmento de las extremidades.



- Adipómetro o compas de espesor, para examinar el espesor de la piel. Se utiliza para determinar la proporción de grasa corporal.
- Punta roma-algodón, para evaluar la sensibilidad táctil estática.
- Estensiómetro, para evaluar la sensibilidad táctil estática.
- Rueda dentada o estensiómetro, para evaluar la sensibilidad táctil dinámica.
- Compas de weber, para evaluar la sensibilidad táctil discriminativa.
- Kit de monofilamentos, para pruebas de sensibilidad táctil.
- Termómetros electrónicos para medir la temperatura.
- Placas termográficas o termografía para ver la temperatura en zonas localizadas.
- Test de Moberg con los ojos cerrados el paciente debe coger 12 objetos pequeños con la mano y reconocerlos para comprobar la sensibilidad táctil de la mano (Stamm, Ploner, Machold, & Smolen, 2003).
- Cámara fotográfica digital, para evaluar la evolución de algunas lesiones cutáneas.
- Ecografía.
- Elastografía
- Dermatoscopia y videodermatoscopia
- Tomografía de coherencia óptica
- Microscopio confocal láser de barrido
- Tomografía multifotón
- Videocapilaroscopia
- Láser doppler
- Resonancia magnética (RM)

#### 1.4.1.3.1 Exploración instrumentada mediante ecografía

El sonido consiste en la propagación de una onda elástica a través de un medio gracias a las compresiones y rarefacciones de las moléculas de ese medio en el que viaja. El sonido viaja con unas velocidades que varían en función, no de la onda acústica en sí, sino del propio medio en que se propague. El sonido viaja más rápido en sólidos, más despacio en líquidos y tejidos corporales y

mucho más despacio en gases, mientras que no se propaga en absoluto en el vacío (Tabla 01) (Walker, 2012).

Tabla 01.

*Tabla de velocidad de transmisiones del sonido*

Material	Velocidad (m/s)
Vacío	0
Grasa	1450
Agua (50°)	1540
Tejidos blandos humanos	1540
Cerebro	1541
Hígado	1549
Riñón	1561
Sangre	1570
Músculo	1585
Cristalino	1620
Tendón	1650
Hielo	3152
Hueso craneal	4080
Bronce	4490
Aluminio	6400
Diamante	12000

Recuperado de (Walker, 2012)

Las ondas sonoras tienen unas propiedades que las definen (Barceló, P. & Iriarte. I., 2015):

- Amplitud, altura de la onda medida en decibelios
- Longitud de onda, distancia de un ciclo completo y se obtiene de dividir la velocidad de propagación entre la frecuencia (Rios, 2010).
- Frecuencia, número de cambios de presión de la onda sonora al transmitirse por un medio material por segundo (Rios, 2010). La

frecuencia es medida en hercios. Los sonidos de frecuencias más elevadas tienen una menor penetración en el cuerpo humano, pues el sonido, a mayor frecuencia se atenúa más en los tejidos, mientras que las frecuencias menores tienen menor atenuación. Por ello, los transductores que usan frecuencias altas producen imágenes de alta calidad de los tejidos superficiales, pero no de los profundos (Walker, 2012). En la práctica sanitaria se usan frecuencias comprendidas entre los 2 y los 28 MHz, pudiendo llegar a los 50 MHz con fines experimentales (Rios, 2010).

Estos efectos de atenuación, que implican una reducción en la amplitud y la intensidad de las ondas sonoras (Jasaitiene et al., 2011), se producen por cuatro fenómenos en una interfase de distintas densidades (Fig. 1) (Barceló, P. & Iriarte. I., 2015):

- Absorción. Parte de la energía de las ondas sonoras se transforma en calor por la fricción de las moléculas de los tejidos por las que pasa.
- Reflexión. Parte de la onda sonora que incide sobre un tejido, al pasar de una interfase de tejido a otra, rebota produciendo un eco.
- Refracción. El resto de la onda sonora pasa al medio siguiente experimentando un cambio en la velocidad y la dirección de la onda.
- Dispersión. El sonido, ante algunos obstáculos, en lugar de seguir una propagación normal se dispersa.

Para la ecografía se usa un dispositivo con un transductor en donde ciertos elementos cristalinos o cerámicos con propiedades piezoeléctricas, al aplicarles una corriente eléctrica alterna, son capaces de producir una onda ultrasónica (por encima de los 20 KHz) que se propaga a través de un medio (Barceló, P. & Iriarte. I., 2015; Walker, 2012). Este efecto se observó por primera vez en los cristales de cuarzo, en los cuales, al aplicarles una corriente eléctrica, se conseguía una modificación en las órbitas electrónicas de sus moléculas y como consecuencia de ello, una modificación en la forma del cristal de cuarzo. Esta modificación brusca de la forma del cristal provoca una onda de sonido. El mecanismo contrario consigue la creación de energía eléctrica (Walker, 2012).



Figura 1. Fenómenos de la onda sonora al atravesar una interfase.

En la actualidad, el elemento más usado como transductor es un tipo de cerámica, el titanato zirconato de plomo, al cual se le proporcionan características piezoeléctricas y se miniaturiza gracias a un proceso de calentamiento mayor a  $350^{\circ}$  en un campo electromagnético. Posteriormente, cientos de estos fragmentos de titanato zirconato de plomo miniaturizados son colocados en forma lineal, cada uno independiente con su propio electrodo, para crear el transductor ecográfico junto con una capa amortiguadora que permite controlar la duración de los pulsos, y capas de acoplamiento que permiten reducir la diferencia de impedancia existente entre la piel y el transductor (Walker, 2012).

El uso de eso de estos nuevos materiales piezoeléctricos cerámicos ha permitido aumentar la resolución de las imágenes sin variar la frecuencia de la emisión gracias a que con ellos se han conseguido pulsos de ultrasonidos (US) muy cortos con una banda más ancha, así como trabajar con transductores que permiten varias sus frecuencias de emisión en comparación con los antiguos transductores que solo permitían el uso de una única frecuencia de exploración

y hacía necesario el cambio de transductor en función de la estructura que se quisiera estudiar (Barceló, P. & Iriarte. I., 2015).

Existen varios tipos de transductores (Fig. 2):

- Sectoriales. Se usa para exploraciones cardiacas y abdominales, y proporcionan una imagen radial, con un inicio de ecos pequeño que se va ampliando proporcionando una imagen triangular (Balius & Sala, 2007; Díaz-Rodríguez, Garrido-Chamorro, & Castellano-Alarcón, 2007).
- Convexos. Son transductores de forma curva que se usan para exploraciones abdominales y obstétricas, y proporcionan una imagen con forma de trapecio (Díaz-Rodríguez et al., 2007).
- Lineales. Se usan para exploración muscular, tendones, vasos... y en general de estructuras superficiales, proporcionando un emisión del sonido en paralelo que proporciona una imagen rectangular (Balius & Sala, 2007; Díaz-Rodríguez et al., 2007).
- Intracavitarios. Pueden ser del tipo lineal o del tipo convexo y se usan para la exploración intrarectal o intravaginal (Díaz-Rodríguez et al., 2007).



Figura 2. Tipos de transductores

Las técnicas de US se basan en la transmisión y la refracción de dichas ondas de sonido a través de los tejidos. Un generados de pulsos crea breves pulsos de voltaje gracias a la electricidad eléctrica. Estos pulsos sonoros pasan a un amplificador que determinará la intensidad del sonido emitido, y que

posteriormente son transmitidos a los diferentes transductores piezoeléctricos de forma independiente para cada uno. Gracias a ello el transductor crea ondas sonoras que, en contacto con la piel, son transmitidas a través de los tejidos. Estas ondas sonoras, en cada interfase de tejido, parte son reflejadas y parte son transmitidas a tejidos más profundos (Walker, 2012). En función de la impedancia acústica de los tejidos, es decir la resistencia que ese tejido ofrece al paso de las ondas sonoras gracias a las variaciones en la vascularización, densidad y estructura de los tejidos, estas ondas se reflejan de forma distinta, y son captadas por el transductor como un eco, mostrando diferencias en el contenido de queratina, agua y colágeno (Barceló, P. & Iriarte. I., 2015; Kleinerman, Whang, Bard, & Marmur, 2012). Ante dos tejidos con la misma impedancia acústica no se producirá ningún eco, si la diferencia es amplia se producirá un eco fuerte, y si la diferencia es muy grande se reflejará todo el eco (Rios, 2010).

Esas ondas reflejadas vuelven al transductor, el cual es capaz de convertirlas en corrientes eléctricas que deben amplificarse y procesarse mediante un convertidos analógico-digital, convirtiéndolas en imágenes digitales mediante la valoración de varias características de cada eco (Díaz-Rodríguez et al., 2007; Gratacós, 2010):

- El tiempo transcurrido desde la emisión del sonido hasta el retorno del eco se utiliza para calcular la profundidad del tejido donde se ha producido dicho eco. En la ecografía, se supone que el sonido viaja en línea recta desde el transductor hacia los tejidos y el eco retorna igualmente en línea recta. Además todos los aparatos de ultrasonido asumen que el sonido viaja a una velocidad constante de 1540 m/s por los tejidos humanos (Barceló, P. & Iriarte. I., 2015; Kremkau, 1997; Walker, 2012). Esto provoca ciertas discrepancias al realizar las mediciones mediante ecografía u otras pruebas como puede ser la resonancia magnética o la tomografía computarizada (TC), pues la velocidad del sonido varía entre tejidos como el músculo y la grasa, pues el sonido viaja más despacio a través de esta última, o incluso variaciones en la temperatura de los tejidos provoca alteraciones en la velocidad de transmisión de las ondas sonoras (por ejemplo la grasa

reduce la velocidad de transmisión del sonido conforme mayor es su temperatura). Estas discrepancias tienden a sobreestimar la capa grasa aproximadamente en un 6%, o a provocar ligeras alteraciones en las mediciones de área y volumen más que a las mediciones lineales (Walker, 2012).

- Distancia recorrida por la onda. La ecogenicidad de los tejidos más profundos es mucho menor a la de los tejidos más superficiales, pues tanto la onda sonora emitida por el aparato de US, como el eco de vuelta hacia el transductor han sufrido una mayor atenuación por la distancia recorrida que provoca una mayor atenuación de dichas ondas conforme más distancia recorra por los distintos tejidos. Esto hace que todos los ecógrafos estén diseñados para producir una amplificación de los ecos más tardíos para contrarrestar esa atenuación producida por la distancia (Walker, 2012).
- Intensidad de la onda. Cuanto mayor es la diferencia entre las resistencias de los tejidos, mayor energía de la onda sonora es reflejada y mayor eco se produce de vuelta hacia el transductor. Y en el caso de encontrar gases o sólidos, la mayor parte de la onda se refleja siendo imposible estudiar a mayor profundidad (Díaz-Rodríguez et al., 2007).

Un aparato de US funciona emitiendo muchos pulsos por segundo (llamado frecuencia de repetición del pulso) y recibiendo la información de los ecos de esos pulsos. Dentro de esta frecuencia de repetición de pulso, el tiempo en el que el transductor está recibiendo la información debe ser lo suficientemente amplio como para que los pulsos de US alcancen cierta profundidad y sean recogidos en forma de ecos antes de la emisión del siguiente grupo de pulsos. Esto se consigue gracias a un dispositivo ubicado entre el amplificador y los transductores llamado interruptor de transmisión/recepción, que tras cada emisión de pulsos eléctricos desactiva la función de emisión de ondas sonoras y activa la función de recepción de los ecos. En realidad, un aparato de US está entre el 99% y el 99.9% del tiempo en modo de recepción. La relación entre el tiempo que un aparato de US está en modo emisión y el tiempo que está en modo recepción viene dada por una variable llamada factor

de trabajo o frecuencia de repetición de pulsos. Este factor de trabajo es importante a la hora de determinar determinados efectos secundarios de la ecografía como el calentamiento tisular (Díaz-Rodríguez et al., 2007; Walker, 2012), y viene determinada por la profundidad a la que podrá llegar un pulso, pues debe permitir que el pulso llegue al tejido objetivo y vuelva antes de emitir el siguiente pulso, pudiendo variar entre 1000 y 10000 kHz (Rios, 2010).

Gracias a las imágenes obtenidas podemos observar por ejemplo, cambios entre un tejido subcutáneo hipoecoico y una dermis más ecoica, o entre una neoplasia hipoecoica y un estroma hipoecoico (Kleinerman et al., 2012).

El brillo de estas imágenes obtenidas se puede ajustar usando los controles de:

- Potencia. Que controla la intensidad de la energía sonora emitida por el transductor (Kremkau, 1997).
- Ganancia. Que controla la amplificación de los ecos de retorno y suele servir para aumentar su brillo antes de su representación en la pantalla (Barceló, P. & Iriarte. I., 2015; Kremkau, 1997), amplificando selectivamente los ecos que provienen de mayor profundidad de forma exponencial (Balius & Sala, 2007).
- Panel de ganancia temporal. Este panel permite ajustar manualmente por planos la ganancia obtenida para, bien reducir el ruido de capas irrelevantes en la exploración o bien conseguir una imagen más nítida de las estructuras de interés (Kremkau, 1997; Szabo, 2013).

A la intensidad de brillo que se puede observar en una imagen ecográfica se le llama ecogenicidad. Por norma general los aparatos de US están orientados para mejorar el reconocimiento de los tejidos y el diagnóstico, pero los distintos ecógrafos emplean diferentes algoritmos para representar la ecogenicidad de los tejidos estudiados sin que este sistema se haya estandarizado entre los distintos fabricantes. Además, la ecogenicidad de la imagen está afectada por factores como (Walker, 2012):

- El ángulo de incidencia de las ondas sonoras, la reflexión del eco de US será mayor conforme más perpendicular incida en la interfase de los tejidos (Rios, 2010).



- Los ajustes de ganancia
- Los ajustes de potencia
- Los ajustes de ganancia temporal
- La selección de frecuencia del transductor
- La influencia de los distintos planos de tejidos sobre la transferencia de las ondas sonoras. Las capas superficiales afectarán al retorno de los ecos de los tejidos más profundos, y por lo tanto a su representación ecográfica.

Todo esto hace muy difícil cuantificar la ecogenicidad de las imágenes obtenidas mediante ecografía. Aunque se podría cuantificar esa ecogenicidad obtenida, no se podría comparar con otras imágenes debido a la variabilidad de todas esas variables y a que no existe una estandarización entre los distintos fabricantes de aparatos de US.

Dentro del lenguaje ecográfico, cuando se habla de ecogenicidad, con frecuencia se mencionan variaciones de esta (Fig. 3):

- Hiperecogénico-hiperecoico. En la representación digital de la zona explorada se observarán estructuras ricas en ecos, de un blanco muy intenso que vienen definidas por estructuras muy reflectantes debido a una mayor ecogenicidad de esa estructura con el medio que la rodea, como pueden ser las calcificaciones, engrosamiento bursal, etc. (Balius & Sala, 2007; Díaz-Rodríguez et al., 2007, p.; Jiménez Díaz, J. F., 2010).
- Hipoecogénico-hipoecoico. En la representación digital de la zona explorada se observarán estructuras muy pobres en ecos, de un color gris oscuro que vienen definidas por estructuras poco reflectantes dada su menor ecogenicidad con el medio que la rodea, como pueden ser las tendinitis, desestructuración, etc. (Balius & Sala, 2007; Díaz-Rodríguez et al., 2007; Jiménez Díaz, J. F., 2010)
- Isoecogénico-isoecoico-normoecogénico. Cuando una estructura muestra la misma ecogenicidad que otra (Díaz-Rodríguez et al., 2007; Jiménez Díaz, J. F., 2010).

- Anecogénico-anecoico. En la representación digital de la zona explorada se observarán estructuras negras que vienen definidas por estructuras no reflectantes que no tienen interfases en su interior y no forman ecos, como los líquidos de los derrames o los hematomas, o zonas sólidas con pocas interfases en su interior, sin vasos ni colágenos (Díaz-Rodríguez et al., 2007; Jiménez Díaz, J. F., 2010).
- Tejido homogéneo. La distribución de las interfases del tejido es constante y muestra una imagen ecográfica homogénea (Jiménez Díaz, J. F., 2010).
- Tejido heterogéneo. Una estructura que genera ecos de diversas intensidades por tener una distribución no uniforme de las interfases con zonas anecoicas, hipoecoicas e hiperecoicas apareciendo una imagen ecográficamente heterogénea (Díaz-Rodríguez et al., 2007; Jiménez Díaz, J. F., 2010).

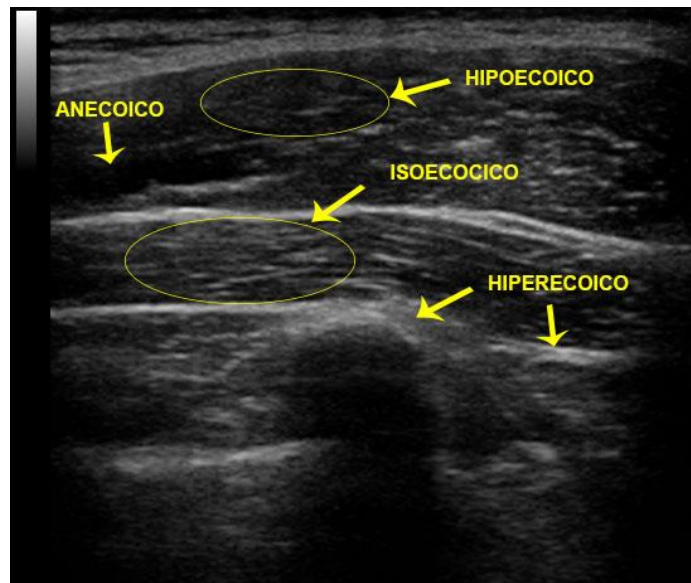


Figura 3. Ejemplos de ecogenicidad.

La resolución en un aparato de US es un factor muy importante, a mayor resolución podemos diferenciar estructuras más pequeñas dentro de los tejidos. En un aparato de US podemos diferenciar entre 3 tipos distintos de resolución de imagen:

- Resolución axial, también llamada resolución longitudinal. Esta resolución se corresponde con la resolución capaz de distinguir objetos en la dirección de la propagación de la onda sonora. La resolución axial está íntimamente relacionada con la frecuencia de la onda sonora y la longitud de onda (Walker, 2012). Se gana un aumento de esta resolución al reducir la longitud de onda o al aumentar la frecuencia del pulso (Barceló, P. & Iriarte. I., 2015). La teoría afirma que solo se visualizarán objetos mayores a la mitad de la longitud de onda utilizada en el examen (Dill-Müller & Maschke, 2007).
- Resolución lateral. Que se corresponde con la resolución capaz de distinguir objetos en la dirección perpendicular a la dirección de la propagación de la onda sonora. La resolución lateral está íntimamente relacionada con la anchura del haz sonoro y con el enfoque, y es mejor conforme la distancia sea menor o la sonda más estrecha (Barceló, P. & Iriarte. I., 2015; Walker, 2012).
- Resolución temporal. Que se corresponde con la posibilidad del aparato de US de visualizar los movimientos rápidos que se producen en los tejidos. Esto se consigue gracias a un número mayor de fotogramas por segundo, que al igual que en los videojuegos, consigue una mayor suavidad en la visualización de los movimientos de los tejidos. A su vez, también consigue un estrechamiento de los focos, reducción de la persistencia y el promediado de las imágenes gracias a lo cual se pueden reducir los artefactos aleatorios en la imagen (Walker, 2012). Como norma general oscila entre 30 y 100 Hz y se mejora al disminuir la profundidad de visionado o desactivar múltiples focos (Barceló, P. & Iriarte. I., 2015).

De igual forma al brillo, la resolución de la imagen se puede mejorar sobre la estructura que se quiere estudiar ubicando la zona focal sobre ella (Dill-Müller & Maschke, 2007; Kremkau, 1997). Mediante el uso de la zona focal conseguimos un aumento de la resolución en una franja de la imagen mostrada por el ecógrafo (Kremkau, 1997), pudiendo en algunos aparatos utilizar la opción de multifoco para enfocar múltiples niveles diferentes (Balius & Sala, 2007).

Los aparatos de ecografía tienen distintos modos de imagen (Fig. 4 y 5):

- Modo A, también llamada ecografía en modo amplitud. En el monitor del ecógrafo se muestra una simple línea del tejido escaneada por un único transductor mostrada en el eje Y con un indicador de la profundidad escaneada mostrada en el eje X. Actualmente este modo se usa sobre todo en la ecografía del ojo y la órbita al proporcionar unos datos más cuantitativos para valorar la ecogenicidad (Gratacós, 2010). Los picos que se pueden observar en la gráfica en el eje Y del osciloscopio corresponden a cambios de interfase entre dos estructuras de distinta densidad, y el tiempo transcurridos entre la aparición de esos picos corresponde con la distancia entre las interfases (Rallan & Harland, 2003).
- Modo B, también llamada en modo brillo. En este caso un conjunto de transductores escaneando en conjunto consiguen aportar una imagen modulada en brillo en dos dimensiones. Para dibujar la imagen se determina la posición del eco por el tiempo transcurrido y el ángulo de dirección en el plano. Este es el modo más usado en el caso de la ecografía neuromuscular. El modo B también es llamado imagen en tiempo real pues el sonido es transmitido y los ecos son recibidos por el transductor de forma continua permitiendo examinar la imagen en tiempo real (Gratacós, 2010; Szabo, 2013; Walker, 2012).
- Modo C. Mediante la combinación de varias imágenes en modo B, se calcula una nueva imagen que es perpendicular al plano de la piel (Rallan & Harland, 2003).
- Modo M. Se obtiene mediante un procesado de varias imágenes en modo B que permiten examinar y medir el movimiento de los órganos. Seleccionando un solo canal de información de la imagen en modo B se obtiene una imagen parecida a la de un electrocardiograma (Gratacós, 2010).



Figura 4. Varios ejemplos de ecografía: modo A (izquierda); modo B (centro) y modo M (derecha)

- Modo Doppler. Usada para visualizar y evaluar el flujo sanguíneo y en la que se obtiene la velocidad y la dirección del flujo en relación con el transductor (Kremkau, 1997). Se basa en la idea de que el sonido, al entrar en contacto con una estructura en movimiento, altera su frecuencia. Siendo este cambio mayor si la dirección del flujo y del sonido son similares (Balius & Sala, 2007). La información obtenida se puede mostrar de varias formas:
  - Doppler espectral. El desplazamiento del flujo sanguíneo se muestra mediante una gráfica, con dos ejes. En el eje X se muestra el tiempo y en el eje Y la velocidad y dirección del flujo. Por norma general, la parte positiva del eje Y corresponde al flujo que va hacia el transductor y la parte negativa el flujo que se aleja del transductor. El doppler espectral se obtiene con una onda continua o una onda pulsada (Kremkau, 1997):
    - a. Doppler de onda continua. Consiste en dos elementos, un que emite US en forma continua y el otro recibe los ecos igualmente en forma continua. En este modo se puede escuchar el flujo sanguíneo a través de unos altavoces y no sufre del efecto denominado “aliasing” en el que no se representa la velocidad y la dirección del flujo correctamente. Sin embargo, en el doppler de onda continua es más difícil identificar el origen de la señal doppler.
    - b. Doppler de onda pulsada. En este modo, el transductor funciona alternativamente emitiendo los pulsos y recibiendo

los ecos. Esto permite una mejor localización del origen de la señal doppler, pero sufre el efecto "aliasing".

- Doppler color o modo imagen en flujo de color (color flow imaging). En este modo se superpone sobre el mapa de grises de la imagen en B una capa en la que se observa mediante una codificación de colores la dirección y la velocidad de un flujo. Esta imagen puede tomarse en dos, tres o cuatro dimensiones, y los flujos de color están representados por (Szabo, 2013):
  - a. Azul, indica que el flujo se aleja del transductor.
  - b. Rojo, indica que el flujo se acerca al transductor.
  - c. Un cambio de brillo de esos colores que indica la velocidad media del flujo.
  - d. Verde, indica la turbulencia del flujo.
- Power-Doppler. Este modo es mejor para detectar flujos lentos o vasos pequeños o más profundos, aparte de presentar menor cantidad de ruido en comparación con los otros 2 modos. Este modo está más dirigido a estudiar la intensidad del flujo que su dirección. En modo Power-Doppler la información se representa de forma cualitativa mediante cambios de matiz y saturación de color que aporta un mayor grado de información en comparación con la escala de grises de una ecografía normal (Szabo, 2013; Walker, 2012).
- Power-Doppler direccional. En este modo se unen la elevada sensibilidad del modo Power-Doppler y la capacidad de detección de dirección del flujo del Doppler color, codificándose la imagen obtenida en colores como el Doppler color para representar la dirección del flujo (Kremkau, 1997).
- Ecografía en 3D y 4D. Se obtienen imágenes en 3D y 4D mediante el uso de computarización al procesar y reconstruir distintas imágenes en 2D. Estas imágenes se consiguen con el uso de un transductor específico para 3D o el uso de un transductor lineal normal junto con un sensor posicional electromagnético. Si bien las imágenes en 3D son imágenes estáticas obtenidas de la reconstrucción de varias imágenes 2D, las imágenes 4D son imágenes dinámicas, es decir incluimos el

tiempo y obtenemos lo que podríamos llamar un video de imágenes 3D. Esta tecnología también se usa en el modo Power-doppler (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011; Horcajadas & Rodríguez, 2011; Walker, 2012).

- Modo Duplex. Une la visualización en modo B con el Doppler espectral de onda pulsada (Kleinerman et al., 2012).
- Modo Triplex. Une la visualización del modo Doppler color y el Doppler espectral (Deeg, Rupprecht, & Hofbeck, 2014).

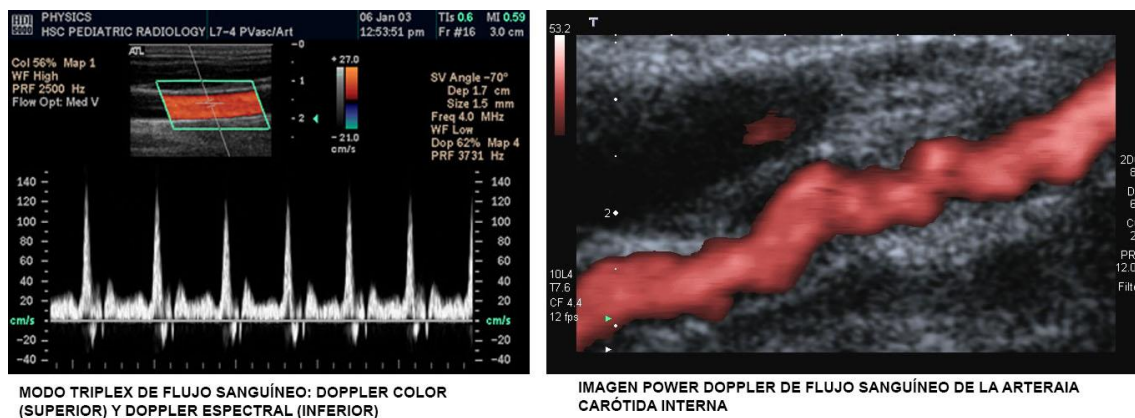


Figura 5. Varias imágenes Doppler. Modo Triplex a la izquierda y modo power Doppler a la derecha (Imágenes con licencia libre Creative Commons)

Por ultimo hay que tener en cuenta que en una imagen ecográfica podemos encontrar algunas anomalías llamadas artefactos que podemos confundir con imágenes patológicas pero que no se corresponden con ecos reales y que pueden llegar a facilitar el reconocimiento de la patología (Hofer, 2005). Entre ellos podemos distinguir:

- Anisotropía tisular. En el cuerpo humano, cada tejido actúa de forma diferente a la hora de recibir las ondas sonoras. Existen tejidos que tienen un elevado nivel de retrodispersión y que se representarán de igual forma en la imagen ecográfica independientemente del ángulo en el que el sonido índice sobre el tejido, y otros tejidos que tendrán una anisotropía más elevada y actúan como un espejo. Este tipo de tejidos, a la hora de observarse en la imagen ecográfica, tendrán un aspecto mucho más brillante en el caso de que el ángulo de incidencia de la

onda sonora se acerque a la perpendicular del tejido y este haga de “espejo” y que se reflejen en gran medida las ondas sonoras hacia el transductor o, a medida que el ángulo de incidencia de la onda sonora pierde la perpendicularidad sobre el tejido, este se vea mucho más hipoeoica pues refleja las ondas sonoras lejos del transductor (Walker, 2012). Esto se puede observar en por ejemplo en algunas inserciones tendinosas (Barceló, P. & Iriarte. I., 2015).

- Sombra acústica. Este artefacto está provocado por la atenuación de la transmisión de la onda de sonido debido a la presencia de una estructura hiperecogénica como el gas, que refleja la mayoría del sonido o como el hueso que absorbe gran parte del sonido. Estructuras como esas bloquean el paso de las ondas acústicas y hacen que debajo de esas estructuras solo se observe una sombra anecoica con bordes lineales. En el caso del gas se observa una sombra “sucia” y en el caso del hueso se observa una sombra “limpia”. Este tipo de artefactos los podemos observar por ejemplo en las calcificaciones inferiores a un milímetro (Balius & Sala, 2007; Díaz-Rodríguez et al., 2007; Walker, 2012).
- Sombra de ángulo crítico. Se puede observar en estructuras curvadas, en las que en los extremos se refleja muy poca onda sonora hacia el transductor y se produce una sombra. Este efecto se puede observar visualizando los tendones en su eje transversal (Barceló, P. & Iriarte. I., 2015) o en la exploración de una rotura tendinosa por la incurbación de los bordes en las roturas completas (Balius & Sala, 2007).
- Refuerzo posterior. En el refuerzo posterior se produce un efecto contrario al de la sombra acústica, observándose, como en la imagen ecográfica, las estructuras más profundas posteriores a una estructura anecoica se observan con mayor brillo. Esto se produce por dos efectos:
  - La presencia de una estructura que no genera ecos y es capaz de transmitir toda la energía que pasa a través de ella, por ejemplo, un quiste o un elemento vascular.
  - Un aumento de la ganancia automático que realiza el ecógrafo de los tejidos más profundos al estar éste programado para que se



produzca este realce automático para contrarrestar la atenuación producida en los tejidos más superficiales.

Al no producirse esa atenuación en la estructura más superficial y sumarse el realce automático que el ecógrafo realiza se obtiene una imagen en la que, por debajo de esa estructura, se observa un aumento de la ecogenicidad (Balius & Sala, 2007; Díaz-Rodríguez et al., 2007; Walker, 2012).

- Reverberación o también llamada en cola de cometa. Esto se produce cuando el transductor u otra estructura más superficial actúa como reflector del sonido junto con otra estructura profunda como el metal o el vidrio. Las estructuras más superficiales reflejan parcialmente los ecos que volvían hacia el transductor y los envía de nuevo a los tejidos profundos, donde vuelven a ser reflejados hacia el transductor. Esto produce varias imágenes equidistantes que se observan por debajo de la estructura que lo origina debido a una falsa interpretación por parte del aparato de US de que el retraso en llegar esos nuevos ecos es debido a una mayor profundidad de la estructura. Estos nuevos ecos irán perdiendo intensidad a medida que la señal se va atenuando (Barceló, P. & Iriarte. I., 2015; Hofer, 2005; Walker, 2012).
- Refracción. Se produce cuando el haz de sonido atraviesa una interfase de tejido de forma oblicua a este, desviándose y produciendo una imagen donde la estructura aparecerá en un lugar incorrecto (Balius & Sala, 2007).

Diferentes avances se han ido produciendo en el campo de la ecografía para evitar parte de estos artefactos y mejorar la calidad de la imagen:

- El uso de los nuevos materiales piezoeléctricos cerámicos permite tener transductores llamados de banda ancha, en los que podemos variar la frecuencia de emisión de la onda sonora, en vez de tener transductores con una sola frecuencia que obligaban al operador del aparato de US a cambiar de transductor en función del tejido a estudiar (Barceló, P. & Iriarte. I., 2015; Horcajadas & Rodríguez, 2011).
- Imágenes armónicas de los tejidos. El uso de ondas armónicas en la emisión del pulso sonoro ha permitido el mejorar las imágenes de los

tejidos profundos que de forma normal tendrían una mayor degradación al emplear las frecuencias bajas necesarias para la visualización de dichos tejidos. Estos equipos pueden emitir por ejemplo a 6 MHz, pero recoger los ecos al doble de frecuencia (12 MHz), mejorando la profundidad y la resolución de la imagen (Barceló, P. & Iriarte. I., 2015; Horcajadas & Rodríguez, 2011; Jiménez Díaz, J. F., 2010).

- Ecografía direccional. Esta tecnología permite direccionar el haz de sonido desde su origen en el transductor obteniendo una imagen en formato de paralelogramo en vez de rectangular. Esto es especialmente útil al visualizar estructuras como agujas o tendones en las que, por su disposición espacial con respecto al transductor, un haz longitudinal normal de US no incidiría de forma perpendicular a ellas creando cierta anisotropía y dificultando su visualización. El poder direccionar de forma oblicua el ángulo de origen del haz de US permite hacer que este incida de forma más perpendicular a la estructura estudiada mejorando su visualización (Barceló, P. & Iriarte. I., 2015; Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011; Horcajadas & Rodríguez, 2011).
- Campo de visión ampliado. En la actualidad, mediante software, algunos equipos son capaces de reconstruir varias imágenes seriadas de una zona para reconstruir de forma panorámica la zona estudiada y poder contextualizarla y relacionarla con las estructuras cercanas, de forma similar a como hacen las cámaras fotográficas al reconstruir varias imágenes para construir una imagen panorámica. De esta forma la imagen no queda limitada a la zona explorada por la amplitud del transductor ecográfico, sino que se consigue una imagen mucho más extensa que además facilita ubicar la zona explorada a una segunda persona que la examine (Barceló, P. & Iriarte. I., 2015; Horcajadas & Rodríguez, 2011).
- Imagen trapezoidal. Algunos transductores lineales producen una imagen trapezoidal similar a los transductores curvos que permiten estudiar un área de visión mayor a lo que permitiría un transductor lineal de la misma longitud gracias a la tecnología usada en la ecografía direccional (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011; Horcajadas & Rodríguez, 2011).

- Ecografía compuesta. En la ecografía convencional un solo haz de US discurre de forma longitudinal al transductor de US y perpendicular al tejido estudiado, mientras que en la ecografía compuesta se usan diferentes haces de US que parten con diferentes ángulos desde el transductor, con los que se consiguen diferentes imágenes que una vez solapadas darán una imagen compuesta en tiempo real. Con ello se consigue (Barceló, P. & Iriarte. I., 2015; Horcajadas & Rodríguez, 2011):
  - Reducción de los artefactos
  - Delineación más nítida de las interfaces tisulares
  - Mejor discriminación de las lesiones
  - Mejor resolución de imagen
  - Mejor contraste de imagen.

Los primeros usos de la ecografía se remontan al año 1940, cuando el doctor George Ludwig aplicó por primera vez la tecnología de US inspirándose en la tecnología de los radares militares para la visualización de tejidos animales usando un equipo en modo A con el objetivo de visualizar cálculos biliares (Gratacós, 2010). Posteriormente, en el año 1951 Howry y Holmes crearon el primer US bidimensional en modo B por inmersión en tanque de agua (Barceló, P. & Iriarte. I., 2015). En el año 1953, Inge Edler y Carl Hellmuth Hertz usaron la técnica de US para visualizar el movimiento de las válvulas cardíacas, y en el año 1962, Holmes, Wright y Meyerdirk, desarrollaron el primer transductor en modo B, impulsando enormemente el diagnóstico mediante US en campos como la cardiología, la ginecología, la urología y el aparato digestivo (Gratacós, 2010). Ese primer transductor en modo B se movía sobre unos railes suspendidos, y posteriormente consiguieron adaptarlo para moverse con unos brazos articulados, saliendo al mercado en el año 1963. En los 90, gracias al desarrollo de las computadoras, se consiguió mejorar el proceso, haciéndolo totalmente digital y mejorando la calidad y la resolución de las imágenes obtenidas. (Barceló, P. & Iriarte. I., 2015).

La ecografía se lleva usando desde el año 1979 como se puede ver en el trabajo de Alexander y Miller, quienes usaron un transductor de 15 MHz en modo A para evaluar el grosor la piel (Alexander & Miller, 1979). Durante los años 80 y

90 la ecografía se ha ganado un papel muy importante en el estudio de las alteraciones de la piel al proporcionar una importante información en la detección y medición de muchas lesiones cutáneas, y en la actualidad su uso se ha expandido permitiendo la búsqueda de cuerpos extraños, heridas en tejidos blandos, evaluando la respuesta inflamatoria en test con parches o valorando el tamaño del tumor en un carcinoma cutáneo no-melanoma. Todo esto, unido al hecho de que la ecografía es una técnica no invasiva, segura, económica, reproducible y que aporta información en tiempo real, ha llevado a que el uso de la ecografía en el campo de la dermatología junto al examen clínico se considere muy superior a solo el examen clínico (Kleinerman et al., 2012; Mandava, Ravuri, & Konathan, 2013). Aunque el uso de la ecografía en la piel no se limita solo al estudio de lo patológico, sino también al estudio de la piel sana, la diferencia en la piel entre hombres y mujeres y sus cambios debido a factores como la edad, el fotoenvejecimiento o el uso de factores irritantes. Por ejemplo, a veces en pieles envejecida o dañadas por la radiación ultravioleta se puede visualizar una banda localizada entre la epidermis y la dermis debido a un proceso de degeneración de la fibras elásticas llamada banda de baja ecogenicidad subepidérmica (Cammarota, Pinto, Magliaro, & Sarno, 1998; Mlosek & Malinowska, 2013), o se puede ver como la ecogenicidad de la dermis aumenta con la edad, siendo hipoecoica en el recién nacido (Cammarota et al., 1998).

Como ya se ha mencionado, a mayor frecuencia del transductor se consigue mayor resolución, pero menor penetración. Como valores medios, en la práctica médica las frecuencias entre los 3.5-7.5 MHz consiguen una resolución de 2-3 mm, mientras que para visualizar la piel se suelen equipar equipos de frecuencia variable entre los 13.5 y los 100 MHz, llamándose equipos de Ultrasonido de Alta Resolución a los que usan frecuencias superiores a los 15 MHz y los 20 MHz y que proporcionan una resolución comprendida entre los 60 y los 120  $\mu\text{m}$  (Jasaitiene et al., 2011; Kleinerman et al., 2012; Rallan & Harland, 2003; Ulrich, Schwürzer-Voit, Jenderka, & Voit, 2014; Wortsman, 2013). Aunque en dermatología también se usan las frecuencias comprendidas entre los 5 y los 15 MHz para visualizar tumores y ganglios linfáticos (Dill-Müller & Maschke, 2007; Jasaitiene et al., 2011; Kleinerman et al., 2012; Ulrich et al., 2014). Con respecto a la penetración, frecuencias de 7.5 MHz tienen una penetración de

unos 6 cm (Dill-Müller & Maschke, 2007), frecuencias de 20 MHz tienen una penetración de unos 5-6 mm, permitiendo las frecuencias entre los 20 y los 25 MHz visualizar la dermis y la epidermis, los 75 MHz obtienen una penetración de unos 3 mm, y a los 100 MHz se penetra aproximadamente 1 mm, permitiendo las frecuencias entre los 50 y los 100 MHz visualizar la epidermis (Kleinerman et al., 2012; Wortsman, 2013). Con respecto a la velocidad, por término medio la velocidad de transmisión de los US en la piel es de 1580-1600 m/s (Jasaitiene et al., 2011; Rallan & Harland, 2003), reduciendo su velocidad cuando el contenido en agua aumenta y aumentando su velocidad cuanto el contenido en colágeno aumenta (Jasaitiene et al., 2011).

En las ecografías de la piel mediante el uso de US de Alta Resolución, las fibras de colágeno, la queratina, la concentración de agua tienen un papel muy importante en la resolución de imágenes en modo B (Rallan & Harland, 2003):

- El colágeno afecta sobre todo a la ecogenicidad de la dermis. El tipo, concentración, la orientación, y el tamaño del haz de colágeno determinan el número de interfases en la matriz de colágeno, lo que afecta a la ecogenicidad de la imagen obtenida (Rallan & Harland, 2003; Wortsman, 2013).
- La queratina afecta sobre todo a la ecogenicidad de la epidermis. En el caso de una capa gruesa de queratina se observa una sombra acústica posterior (Rallan & Harland, 2003; Wortsman, 2013).
- El aumento en el contenido de agua en la piel reduce la ecogenicidad normal en la piel (Rallan & Harland, 2003).
- La grasa afecta sobre todo a la visualización de la hipodermis (Wortsman, 2013).

En una piel normal encontraremos 3 capas visualizadas mediante US (Cammarota et al., 1998; Mlosek & Malinowska, 2013; Szymańska et al., 2000; Wortsman & Wortsman, 2010):

- La epidermis es la primera capa más próxima al transductor que se visualiza como una línea hiperecoica. Excepto en la planta de pies y manos, donde se ve más gruesa y bilaminar.

- La dermis se visualiza como una capa heterogénea con el colágeno que da ecos hiperecoicos y la matriz extracelular que da reflejos hipoecoicos, con zonas hipoecoicas correspondientes a los folículos capilares. Se puede dividir en dos capas:
  - Dermis papilar. Capa que constituye el 20% de la dermis, localizada justo debajo de la dermis y constituida por vasos sanguíneos, colágeno y elastina.
  - Dermis reticular. Capa que constituye el 80% restante, localizada justo debajo de la dermis papilar y constituida por colágeno, elastina y fibras reticulares, caracterizada por ser menos ecogénica y más homogénea que la anterior.
- El tejido subcutáneo, que se visualiza como una capa hipoecoica debido al tejido adiposo y con líneas hiperecoicas, junto con vasos sanguíneos con baja resistencia y distintos tipos de picos de velocidad en el flujo sistólico.

La piel tiene un mayor grosor y se diferencia peor entre sus capas en las zonas de la nuca, zona lumbar, omóplatos y barbilla (Cammarota et al., 1998).

Las uñas se visualizan como dos líneas paralelas hiperecoicas, y con un lecho vascular hipoecoico y una zona matriz un poco más hipoecoica todavía (Wortsman & Wortsman, 2010).

El uso de la ecografía para el estudio de la piel se ha demostrado muy efectivo junto con el estudio clínico de la piel, aportando información sobre el tamaño, la localización exacta, la vascularización, la actividad y la severidad de las lesiones cutáneas (Wortsman, 2013), así como del grosor y la ecogenicidad de cada capa de la piel y de la banda de baja ecogenicidad subepidérmica, y el calibre y el flujo de los vasos sanguíneos (Mlosek & Malinowska, 2013).

El ultrasonido puede ser útil para el estudio de las siguientes lesiones (Wortsman, 2013):

- Lesiones benignas
  - Quistes (epidérmicos, quistes triquilemal, quiste pilonial).
  - Lesiones solidas (pilomatrixoma, dermatofibroma).

- Anomalías vasculares (hemangiomas de la infancia, malformaciones vasculares).
- Lesiones malignas
  - Carcinoma cutáneo no-melanoma.
  - Melanoma maligno.
- Lesiones inflamatorias (Marina, Botar Jid, Roman, Mihiu, & Tătaru, 2015; Wortsman, 2013).
  - Psoriasis.
  - Morfea.
  - Hidradenitis supurativa.
  - Verrugas plantares.
- Patologías de la uña
  - Tumor glómico.
  - Exostosis subungueal.
  - Granuloma.
  - Quiste sinovial.
- Materiales exógenos
  - Cuerpos extraños de origen biológico o sintético.
  - Materiales de relleno.

#### 1.4.1.3.2 Elastografía por ultrasonidos

Técnica no invasiva usada para calcular la elasticidad axial de los tejidos en tiempo real (Dasgeb, Kainerstorfer, Mehregan, Van Vreede, & Gandjbakhche, 2013). Esta técnica compara los ecos en un área antes y después de producir una compresión en esa área (Kleinerman et al., 2012), mostrando las propiedades elásticas del tejido estudiado mediante un mapa de colores (Dasgeb et al., 2013).

La elastografía ha demostrado su utilidad en la diferenciación entre lesiones benignas y malignas, siendo estas últimas más rígidas que las primeras (Dasgeb et al., 2013).

#### 1.4.1.3.3 Tomografía de coherencia óptica

La tomografía de coherencia óptica (TCO) es una técnica que permite la visualización en corte transversal de los tejidos, en tiempo real y de forma no invasiva. Las imágenes, al igual que en el ultrasonido, se pueden obtener en modo A o en modo B, tanto en 2 como en 3 dimensiones (Gambichler, Jaedicke, & Terras, 2011), y son representadas tanto en escala de grises como en una escala de colores (Welzel, 2001).

La TCO produce imágenes parecidas gracias a la interferometría de baja coherencia. Se produce una luz infrarroja cercana a los 1300 nm (Welzel, 2001) que se divide en dos haces que se dirigen, uno a un espejo de referencia y el otro al tejido (Dasgeb et al., 2013; Mamalis, Ho, & Jagdeo, 2015). El haz transmitido por los tejidos, y de forma similar al modo en que funcionan los US, es en parte absorbido y en parte reflejado. Se mide el tiempo que tarda el eco de retorno de la luz reflejada comparándolo con la imagen obtenida del espejo de referencia, y se obtiene la imagen del tejido (Dasgeb et al., 2013).

Las ventajas de este sistema consisten en (Gambichler et al., 2011; Mamalis et al., 2015; Welzel, 2001):

- No es una técnica invasiva
- No necesita un contacto directo con la piel
- No hay artefactos por el movimiento de la piel
- No tiene efectos adversos y por supuesto
- Alta concordancia intraobservador e interobservador
- Su altísima resolución y contraste que permite obtener imágenes con una resolución lateral de hasta 1  $\mu\text{m}$

La TCO es capaz de alcanzar una profundidad de 2 mm (Mamalis et al., 2015), permitiendo la visualización y diferenciación del estrato corneo (solo visible en la piel palmoplantar), la epidermis, la capa superficial de la dermis (permitiendo incluso visualizar el colágeno en esta capa), los anejos cutáneos y los vasos sanguíneos (Gambichler et al., 2011; Mamalis et al., 2015; Welzel, 2001).



Mediante la TCO podemos estudiar enfermedades de la piel como la psoriasis, la dermatitis de contacto, el lupus eritematoso, las enfermedades ampollas, las lesiones vasculares de la piel, infecciones de la piel, la queratosis actínica, la cicatrización de heridas, el cáncer no melanoma y el melanoma maligno (Dasgeb et al., 2013; Gambichler et al., 2011).

#### 1.4.1.3.4 Dermatoscopia y videodermatoscopia

La dermatoscopia es una técnica originada en el año 1920, nacida del estudio de la piel mediante microscopio, no invasiva y que permite examinar en tiempo real la piel (Dasgeb et al., 2013; Warszawik-Hendzel et al., 2015), permitiendo observar sus características morfológicas con una claridad no posible para el solo ojo humano (Dasgeb et al., 2013; Lacarrubba, Pellacani, Gurgone, Verzi, & Micali, 2015).

La dermatoscopia permite visualizar con un aumento de 10 veces la epidermis, la unión dermo-epidérmica y la dermis piliar (Warszawik-Hendzel et al., 2015, p.).

Existen varias formas de dermatoscopia (Warszawik-Hendzel et al., 2015):

- Dermatoscopia de contacto con luz no polarizada
- Dermatoscopia de contacto con luz polarizada
- Dermatoscopia de no contacto con luz polarizada

La dermatoscopia con luz polarizada se diferencia de la dermatoscopia con luz no polarizada en que la primera permite la visualización de estructuras blancas brillantes.

La videodermatoscopia es una técnica que permite un aumento de 70 veces y superior mediante la digitalización de la dermatoscopia (Warszawik-Hendzel et al., 2015).

El uso de la dermatoscopia permite diferenciar entre lesiones de la piel malignas o benignas (Warszawik-Hendzel et al., 2015), así como en algunas enfermedades inflamatorias de la piel (Lacarrubba et al., 2015).

#### 1.4.1.3.5 Microscopio confocal láser de barrido

La técnica de microscopio confocal láser de barrido (MCLB) es otra técnica no invasiva de visualización de los tejidos en tiempo real nacida en el año 1995. El MCLB se basa en los distintos índices de refracción que poseen las diferentes estructuras intracelulares, produciéndose la refracción de la luz entre las interfaces de estructuras con diferentes índices de refracción. Para captar esas diferencias se emite una láser de 830 nm, cercano al campo infrarrojo, que es parcialmente reflejado. Para centrar el examen sobre una estructura foco, se dispone de un orificio estrecho por donde solo pasarán la parte de luz reflejada de esa estructura foco, bloqueando la demás (esto le da el nombre de confocal). Esa luz reflejada será dirigida a un detector mediante un sistema de espejos, donde será procesada y transferida mediante computación a un monitor, donde se mostrarán los distintos índices de refracción para las distintas estructuras intracelulares del tejido estudiado, permitiendo una resolución de aproximadamente 1  $\mu\text{m}$  y una profundidad de entre 200 y 300  $\mu\text{m}$  que permite incluso la visualización de las células y su núcleo (Dasgeb et al., 2013; Lacarrubba et al., 2015; Warszawik-Hendzel et al., 2015).

El MCLB permite la visualización de (Dasgeb et al., 2013):

- El estrato corneo
- Epidermis
- Capa superficial de la dermis

Las imágenes obtenidas se codificarán mediante un sistema de escala de grises, donde las estructuras altamente reflectantes aparecerán con un color blanco/brillante y las estructuras poco reflectantes aparecerán con un color negro (Warszawik-Hendzel et al., 2015). Por ejemplo, la melanina aparece con un color blanco/brillante, por lo que los melanocitos y los queratinocitos de la capa basal se visualizan muy bien en la MCLB por su alto contenido en melanina (Dasgeb et al., 2013).

La MCLB resulta muy útil es el estudio de nevos, melanomas, carcinomas de células basales, carcinoma de células escamosas, enfermedades inflamatorias, enfermedades ampollosas autoinmunes e infecciones bacterianas,

fúngicas o virales de la piel (Lacarrubba et al., 2015; Warszawik-Hendzel et al., 2015).

#### 1.4.1.3.6 Tomografía multifotón

La tomografía multifotón es una técnica de visualización de la piel no invasiva y en tiempo real que se basa en la teoría de que la piel posee diferentes fluoróforos endógenos, como la melanina, la queratina, las flavoproteínas, la lipofuscina, la elastina o el colágeno, que pueden ser excitados mediante un proceso en el cual se emite luz cercana al campo infrarrojo produciendo una autofluorescencia al absorber los fotones de esa luz que puede ser recogida por unos fotomultiplicadores, reconstruida y representada en una imagen en 3D (Lacarrubba et al., 2015; Warszawik-Hendzel et al., 2015).

La tomografía multifotón consigue una resolución lateral de entre 0.4 y 0.5  $\mu\text{m}$ , una resolución axial de 1-2  $\mu\text{m}$ , una profundidad de entre 200 y 250  $\mu\text{m}$  y un campo de 350 x 350  $\mu\text{m}$ . que según algunos artículos le permite detectar sobre la piel la queratosis actínica, el carcinoma de células escamosas, lesiones pigmentadas y estudiar el envejecimiento de la piel, aunque arrastra un problema, que es el largo tiempo que transcurre para la adquisición de las imágenes (Lacarrubba et al., 2015; Warszawik-Hendzel et al., 2015).

#### 1.4.1.3.7 Videocapilaroscopia

Una vez más, una técnica no invasiva que permite el examen en tiempo real de la distribución microvascular en algunos tipos de enfermedades de la piel (Lacarrubba et al., 2015).

Se realiza mediante el uso de una videocámara, bien dedicada específicamente a la videocapilaroscopia o una videocámara de videodermatoscopia a la que se le equipa con lentes de hasta 100 aumentos, que es capaz de proporcionar imágenes de la piel con un aumento de entre 100 y 1000 veces (Lacarrubba et al., 2015).

La videocapilaroscopia ha demostrado su eficacia en el diagnóstico de lesiones como la psoriasis, donde es capaz de estudiar la presencia de un patrón vascular denso con dilatación de los capilares, o en las lesiones descamativas

eritematosas, donde es capaz de estudiar un patrón vascular psoriásico típico (Lacarrubba et al., 2015).

#### 1.4.1.3.8 Láser Doppler

El láser doppler es una técnica de bajo coste, no invasiva y no ionizante que permite la visualización del flujo sanguíneo cutáneo mediante el uso de un láser He-Ne, que al igual que otras técnicas doppler, permite la observación de objetos móviles (Dasgeb et al., 2013). La retrodispersión y el reflejo de la luz láser en las células y las partículas que se mueven por los vasos sanguíneos es recogida por una unidad de detección que permite la obtención de una imagen digitalizada en la que se verá un mapa en 2D de los distintos vasos sanguíneos (Dasgeb et al., 2013; Lacarrubba et al., 2015).

El láser doppler se ha demostrado útil en el estudio de la psoriasis, la respuesta al tratamiento del HIV asociado al sarcoma de Kaposi y el escleroderma sistémico (Dasgeb et al., 2013).

#### 1.4.1.3.9 Resonancia magnética

La resonancia magnética (RM) es una técnica no invasiva y que ofrece imágenes en tiempo real al usar un campo magnético no ionizante que es capaz de alinear en una dirección determinada ciertos átomos en los tejidos, aplicándose posteriormente una radiofrecuencia que interrumpe esa alineación. Eso provoca una rotación magnética de los núcleos atómicos que es detectada, reconstruida y mostrada en una imagen de los tejidos estudiados. La imagen obtenida mediante RM tiene un elevado contraste y es capaz de mostrar información anatómica, funcional fisiológica y molecular de la lesión que se estudie. Por el contrario ofrece la parte negativa de un alto coste y el no poder usarse en el caso de la presencia de metales en el organismo (Dasgeb et al., 2013).

La RM se ha demostrado muy útil en el estudio de tumores primarios y metastásicos, la fascitis eosinofílica y el escleroderma cutáneo (Dasgeb et al., 2013).

### 1.4.2 Valoración ósea

El sistema óseo es la estructura que se encarga de dar sostén y protección para el resto de tejidos blandos del organismo, además de ser un almacén de iones de calcio. Conformado por un total de 206 huesos en constante proceso de remodelación, está dividido en dos partes: por un lado el esqueleto axial conformado por el cráneo, columna, costillas y esternón, y por otro lado el esqueleto apendicular conformado por los miembros y sus cinturas (Nielsen, 2012). El sistema óseo está formado un tejido óseo esponjoso y compacto, que en su conjunto configuran los distintos huesos que conforman el cuerpo humano. El tejido óseo esponjoso está configurado por trabéculas entre cuyos espacios se encuentra la médula ósea, y a la vez está recubierto por el tejido óseo compacto, que le proporcionará al hueso la resistencia capaz de soportar las distintas presiones a la que es sometido. A su vez, el tejido óseo cortical está recubierto por una membrana de tejido conectivo llamada periostio, que juega un papel muy importante en la nutrición e inervación del hueso. Estos huesos, junto con las articulaciones que los unen, forman el esqueleto, el cual sirve de órgano de sostén de las partes blandas a través del cual se articula el movimiento (Rouvière & Delmas, 2005).

Los huesos pueden ser clasificados en (Nielsen, 2012; Rouvière & Delmas, 2005):

- Huesos cortos. Aquellos que son prácticamente iguales en todos sus lados.
- Huesos planos. Son aquellos en los que el espesor es mucho menor a su longitud y a su anchura.
- Huesos largos. Son aquellos en los que la longitud es mucho mayor a su anchura y espesor. Son los únicos que tienen diáfisis con cavidad medular.
- Huesos irregulares. Son aquellos de formas y localizaciones diversas, como lo son el sacro o las vértebras.

#### *1.4.2.1 Observación y palpación*

La valoración ósea mediante observación y palpación se realiza a través de los tejidos que recubren los huesos, y mediante comparación con el lado contralateral (Génot & Leroy, 1988).

La observación se realiza a través del estudio de las prominencias, los salientes y la forma de los segmentos óseos. Las deformaciones, callos hipertróficos, las pérdidas de sustancia son estudiadas comprándolas con el lado contralateral, o en casos como la escoliosis, en comparación con el estado normal (Génot & Leroy, 1988).

La palpación ósea la realizamos mediante palpación directa de los huesos a través de los tejidos, o en el caso de ser huesos subcutáneos, podemos realizar técnicas de percusión, aportando informaciones de la localización ósea y sus relieves, que ayudará a localizar puntos concretos como la 7ª vértebra cervical o diferentes inserciones musculares y ligamentosas (Génot & Leroy, 1988).

#### *1.4.2.2 Valoración instrumental ósea*

Dentro de la valoración instrumentada del tejido óseo, podemos hacer uso de varias técnicas:

- La cinta métrica, tomando ciertos puntos de referencia, permitirá tomar mediciones longitudinales de los huesos (Génot & Leroy, 1988).
- Test de fosfatasa alcalina. La medición de la alcalina fosfatasa puede dar indicaciones del estado óseo. Unos niveles elevados de fosfatasa alcalina pueden indicar situaciones de estrés como una traumatismo, fractura ósea, osteomalacia o tumores, mientras que los niveles bajos no son de ayuda en la valoración ósea (Linglart & Biosse-Duplan, 2016; Reuss-Borst, 2014; Wortsman & Wortsman, 2010)
- Biopsia ósea. La biopsia con aguja guiada mediante imagen o la biopsia abierta permite el estudio directo mediante la toma de una muestra de tejido óseo (Gibbs, Henderson-Jackson, & Bui, 2016; Prodi, Grassi, Iacobellis, & Cianfoni, 2016).

- Marcadores óseos. Hay algunos marcadores que aportan gran información para determinar el estado óseo, o incluso detectar tumores, tales como el calcio, el piridino, la desoxipiridinolina, la hidroxiprolina, la hormona de crecimiento, la sialoproteína ósea, el Telopéptido C-terminal del colágeno tipo I, el Propéptido N-terminal del colágeno tipo I, o la proteína OPGL/RANKL (Joerger & Huober, 2012; Seifert et al., 2015).
- Radiografía. En la radiografía una emisión de rayos X atraviesan el cuerpo humano, donde parte es absorbida y la parte restante llega hasta una placa detectora en función de las estructuras que atraviesa el haz. En la placa detectora se imprime la imagen en dos dimensiones con las diferentes densidades de absorción de los rayos X de los tejidos. Con frecuencia se usan diferentes proyecciones para evaluar la zona estudiada. Por ejemplo los huesos, que con una mayor densidad impiden que los rayos X lleguen a la placa (Berquist, 2004; Fernandes et al., 2016; Fraile, 2004). De esta forma, las alteraciones de la normalidad del hueso como las fracturas o la osteoporosis quedarán reflejadas en la placa de rayos X (Chun, 2011; Fernandes et al., 2016). La placa detectora sobre la que incide el haz de rayos X puede ser de 4 tipos (Fraile, 2004):
  - Una película radiográfica que debe ser procesada (revelado, fijado, lavado y secado), en cuyo caso hablamos de radiografía convencional
  - Una pantalla fluorescente que se ilumina por efecto de la radiación, en cuyo caso hablamos de radioscopia
  - Una lámina fosforescente fotoestimulable que tras revelarse permite obtener imágenes digitales, en cuyo caso hablamos de radiografía digital con láminas de fósforo reutilizable o radiografía computarizada.
  - Un detector de rayos X Con tecnología CCD o de panel plano que no necesita un proceso de revelado, sino que directamente presenta una imagen digital, en cuyo caso hablamos de radiografía digital.

Actualmente la radiografía convencional está siendo poco a poco sustituida por la radiografía digital por, entre otros factores, tener ésta una mayor sensibilidad, reducción de costes, almacenamiento y transmisión electrónica de imágenes (Berquist, 2004; Fraile, 2004).

- Densitometría ósea por absorción de rayos X de doble energía. Se usa un haz de rayos X de baja energía y alto flujo de fotones, que pasan a través de los tejidos y es capturado por una placa detectora colocada al otro lado del tejido estudiado. La intensidad del rayo obtenido es comparada con la de modelos phantom estándares para calcular la densidad ósea. Esta técnica permite un examen rápido (de 10 a 30 segundos), con gran calidad de imagen, resolución y precisión muy útil en lesiones como la osteoporosis (Chun, 2011). El resultado de esta prueba muestra la desviación sobre el estándar de la densidad de mineral óseo, pero no determina la estructura ósea (Węgierska et al., 2016).
- TC. El aparato de empleado para realizar la TC es un túnel donde se aloja un aparato de rayos X que gira alrededor del túnel, que es donde se introduce al sujeto a estudiar (Berquist, 2004). La TC funciona capturando imágenes en 2D de la zona a estudiar gracias a unos detectores que envían la información a un convertidor analógico-digital y posteriormente son almacenadas en un ordenador (Fraile, 2004). Estas imágenes difieren entre ellas en la angulación en que se capturan con respecto al eje X, de forma que se obtienen varias imágenes de una misma zona con un corte transversal diferente que posteriormente son procesadas para obtener una imagen en 3D. Esto consigue, que al contrario que en la radiografía convencional, no haya superposición de tejidos. Aunque la TC proporciona un bajo contraste entre los tejidos (Fernandes et al., 2016), es muy útil para detectar osteoporosis (Chun, 2011), cambios en los huesos, gas, calcificaciones (Prodi et al., 2016), lesiones osteolíticas y osteoplásticas del hueso que afectan a la cortical, y aunque es útil para detectar tumores en la zona medular, tiene una menor sensibilidad ante estos (Fernandes et al., 2016).
- RM. La gran resolución que proporciona la RM en comparación con la TC le hace una herramienta de elección a la hora de detectar



metástasis óseas en la cavidad ósea, la extensión del tumor y en estructuras cercanas (Fernandes et al., 2016), y su mejor visualización de los tejidos blandos le permite una buena visualización de la médula (Vande Berg, Malghem, Lecouvet, & Maldague, 1998). También resulta útil a la hora de estudiar problemas como la osteoporosis o fracturas ocultas (Majumdar & Genant, 1995) o la periostitis (Huang & Schweitzer, 2014).

- Ecografía. El uso de la ecografía muestra el hueso como una línea hiperecogénica que corresponde a la cortical, que no deja ver nada detrás de ella y con algunos artefactos de reverberación (Balius & Sala, 2007; Horcajadas & Rodríguez, 2011). Esta línea hiperecogénica puede aparecer discontinuada en el caso de existir una fractura (Rios, 2010), con un engrosamiento del periostio y un hematoma hipoecoico subperióstico (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011), y a veces puede aparecer una zona heterogénea cercana que corresponde a la hemorragia de la fractura (Jiménez Díaz, J. F., 2010). El uso del Doppler puede ser útil para detectar tumores óseos primarios como los osteosarcomas o los condrosarcomas, pero no es una herramienta de elección en esos casos (Fernandes et al., 2016). La ecografía ósea también puede ser útil para dar información sobre (Jiménez Díaz, J. F., 2010; Rios, 2010):
  - La periostitis, mostrando una banda hiperecogénica adyacente a la cortical ósea.
  - La osteomielitis, donde se observa una colección líquida en contacto directo con el hueso.
  - Las infecciones protésicas, donde se observa una colección líquida alrededor de la prótesis.
  - Crecimiento exagerado de la cortical.
- Gammagrafía ósea planar. En esta técnica se inyecta un radiofármaco al sujeto de estudio y posteriormente se obtienen imágenes de la zona de estudio mediante técnicas como la angiografía o una gammacámara para detectar hiperemia en el hueso, fracturas y fracturas ocultas, cáncer primario o metástasis, enfermedades metabólicas del hueso o necrosis avascular (Brenner, Koshy, Morey, Lin, & DiPoce, 2012).

- Tomografía computarizada de emisión monofotónica (SPECT). En esta variación de la gammagrafía ósea se utilizan rayos gamma de baja energía que obtiene imágenes en cortes transversales. El SPECT mejora la sensibilidad, la especificidad y el valor predictivo en algunas patologías, lo que la posiciona como una buena herramienta de diagnóstico complementaria a otras técnicas, aunque es una técnica que requiere un largo periodo para adquirir las imágenes (entre 15-30 minutos) (Brenner et al., 2012; Fernandes et al., 2016). El SPECT es útil en el estudio de lesiones metabólicas del hueso, y como estudio complementario en lesiones, sobre todo en la columna, como la necrosis avascular, la osteomielitis, fracturas ocultas o lesiones benignas óseas (Brenner et al., 2012).
- Tomografía por emisión de positrones (PET). El PET es una herramienta muy útil para estudiar la actividad metabólica en el cuerpo humano. Para obtener las imágenes mediante este sistema se utiliza: por un lado, se inyecta al sujeto radiofármacos que emiten positrones, como la fluodesoxiglucosa, que se fijan en lesiones como los tumores o las metástasis, y por otro lado se usa un dispositivo capaz de detectar la radiación gamma que emite ese fármaco llamado tomógrafo. El PET es una herramienta muy útil en el diagnóstico de procesos inflamatorios, tumores primarios y metástasis y la osteomielitis (Brenner et al., 2012; Fernandes et al., 2016). El mayor problema de las técnicas de medicina nuclear como la gammagrafía ósea, el PET o el SPECT es su baja resolución, por lo que frecuentemente es complementada con otras técnicas como la RM o la TC (Fernandes et al., 2016).

#### 1.4.3. Valoración articular

Las articulaciones son las zonas en las que los huesos se unen a través de sus superficies articulares.

Las articulaciones se pueden clasificar en (Rouvière & Delmas, 2005):

- Articulaciones inmóviles o fibrosas. En estas articulaciones, las superficies articulares están unidas por un tejido fibroso. Y se pueden clasificar en:
  - Sindesmosis. En el caso de que los huesos unidos estén desarrollados a partir de cartilaginosa.
  - Suturas. En el caso de que los huesos unidos estén desarrollados a partir de fibroso. Clasificadas según su superficie de unión en:
    - a. Escamosas. Las superficies de unión tienen forma de bisel.
    - b. Dentadas. Las superficies de unión tienen forma dentada.
    - c. Planas. Las superficies de unión tienen forma plana.
    - d. Esquindilesis. En esta articulación, una superficie tiene forma de cresta y la otra forma de ranura.
- Articulaciones semimóviles o cartilaginosas. En estas articulaciones los huesos están unidos por medio de un ligamento interóseo, fibroso o cartilaginosa y que a su vez está recubierto en su totalidad por ligamentos periféricos. Se dividen en:
  - Sincondrosis. En el caso de que el ligamento interóseo se diferencie en cartílago hialino.
  - Sífnisis. En el caso de que el ligamento interóseo se diferencie en una masa de tejido fibroso.
- Articulaciones móviles o sinoviales. Que permiten un amplio abanico de movimientos y que están compuestas por:
  - Superficie articular. Las superficies articulares están compuestas por cartílago articular, que favorece el movimiento de la articulación y evita el desgaste óseo. Para una mejor congruencia articular, podemos encontrar algunas articulaciones en las que se presenta entre los cartílagos articulares, o un menisco articular, o rodetes periarticulares
  - Cápsula articular y ligamentos. La cápsula articular es un manguito fibroso que une ambas superficies articulares, y que en función de su elasticidad proporcionará un mayor o menor rango de movimiento articular, además de estar reforzada en algunas zonas por los ligamentos.

- Membrana sinovial. Es una membrana adherida a la cara interna de la cápsula articular y que produce el líquido sinovial, que se encarga de lubricar la articulación.
- Mecanorreceptores que permiten reconocer la posición articular (Génot & Leroy, 1988).

A su vez, las articulaciones móviles o sinoviales se pueden clasificar en (Rouvière & Delmas, 2005):

- Articulaciones esferoideas o enartrosis. Articulación con tres ejes de movimiento, donde sus superficies articulares tienen forma de esfera (cóncava y convexa).
- Articulaciones elipsoideas o condíleas. Articulación con dos ejes de movimiento, donde sus superficies articulares tienen forma elipsoide (cóncavo y convexo).
- Articulaciones en silla de montar o de encaje recíproco. Articulación con dos ejes de movimiento, donde una superficie articular tiene forma cóncava en un sentido y la superficie articular contraria tiene forma convexa en sentido perpendicular.
- Gínglimos o trócleas. Articulación de un solo eje de movimiento transversal, donde una de las superficies tiene forma de polea.
- Articulaciones trocoides. Articulación de un solo eje de movimiento longitudinal en la que sus superficies articulares tienen forma cilindro (cóncavo y convexo).
- Articulaciones planas o artrodias. Articulación con superficies articulares planas que se deslizan una sobre la otra.

#### *1.4.3.1 Observación, inspección, palpación y rango de movimiento*

El examen de la articulación se iniciará con la observación general del estado del individuo, prestando atención a su postura, los cambios de posición, la forma o intención de desplazarse, la marcha, la amplitud articular, las posturas antiálgicas y las ayudas necesitadas para el movimiento (Lesmes, 2007).

Posteriormente se realiza una inspección visual de la articulación en sus distintos planos, comparándola con el lado contralateral y con la “normalidad” y examinado además las articulaciones próximas. Esta exploración se debe

realizar con las articulaciones estudiadas descubiertas. Se buscan posiciones articulares espontáneas (debidas a malformaciones, patologías, posturas antiálgicas, hábitos o influencias de otras articulaciones), cambios en el volumen general de la región donde se ubica la articulación, cambios en el volumen óseo y articular, y relieves relevantes de huesos, músculos y tendones (Génot & Leroy, 1988).

Para la palpación se examina la articulación a través del tejido cutáneo en todas sus caras articulares y en diferentes posiciones, al igual que la zona contralateral y las articulaciones próximas (Génot & Leroy, 1988). En el examen de la articulación se presta especial atención a:

- La interlinea articular en la medida que la accesibilidad de la articulación lo permita e intentando facilitar su localización mediante movimientos y tracciones articulares (Génot & Leroy, 1988).
- La cápsula articular. Los pliegues cutáneos articulares ayudan a la localización de la cápsula articular y la interlinea articular de las articulaciones más superficiales (Lesmes, 2007).
- Ligamentos superficiales, procurando colocar la articulación en una posición que permita una puesta en tensión del ligamento estudiado para una exploración más adecuada y localizar posibles zonas de dolor (Génot & Leroy, 1988; Lesmes, 2007).
- Los diferentes relieves óseos próximos a la articulación que permitirán la localización de otras estructuras (Génot & Leroy, 1988; Lesmes, 2007).

Para medir el rango de movimiento articular realizamos el movimiento articular del sujeto de forma pasiva y sin producir dolor, para evitar la actividad neuromuscular que puede afectar al movimiento articular, y estudiando todos los movimientos de la articulación estudiada tratando de medir el movimiento aproximado de la articulación, estudiar posibles limitaciones o evaluar movimientos anormales. Estudiamos los rangos de movimiento de gran amplitud, así como los de pequeña amplitud tales como la decoaptación, vigilando siempre que la musculatura no actúe, tanto de forma activa como de forma pasiva, restringiendo el rango de movimiento articular. Como siempre comparamos con

el lado contralateral y con los valores habituales de “normalidad” del movimiento (Génot & Leroy, 1988).

Dentro de las limitaciones del movimiento articular, podemos clasificarlas en (Génot & Leroy, 1988):

- Limitaciones simétricas. Aquellas que afectan tanto a un sentido como al otro del movimiento articular, como pueden ser la flexión y la extensión, permitiendo solo un movimiento intermedio. Suele estar provocada por causas como la hidroartrosis, la hemartrosis, la rotura de menisco, las bursitis o las reorganizaciones óseas epifisarias.
- Limitaciones asimétricas. Aquellas que sólo afectan a un sentido del movimiento como podría ser la flexión, pero no a la extensión. Suele estar provocada por lesiones de la cápsula articular, ligamentos, lesiones cutáneas o musculotendinosas.

También se presta atención a los ruidos articulares mediante la auscultación que, aunque no tiene por qué indicar una lesión articular, sí que puede ayudarnos a identificar ciertas lesiones como es el “signo del cepillo” en la rodilla que puede indicar una lesión femoropatelar (Génot & Leroy, 1988).

#### *1.4.3.2 Evaluación instrumental articular*

Mientras que los anteriores exámenes se realizaban de forma subjetiva, para medir de forma cuantitativa y objetiva la articulación podemos hacer uso de las siguientes herramientas:

- Goniómetro. Permite medir el ángulo que forman dos segmentos óseos unidos por una articulación, tomando ciertos puntos de referencia, o bien medir el ángulo que forma un segmento óseo con respecto a un elemento de referencia como puede ser la vertical. Para ello existen unas medidas de referencia comúnmente usadas, llamadas posición neutra o cero, con respecto a las que se mide el ángulo de movimiento articular, siempre tomando en cuenta todas las consideraciones previas establecidas en el apartado anterior (Génot & Leroy, 1988). Dentro de los goniómetros podemos encontrar:

- Goniómetros de dos ramas unidas por un eje, con una escala angular en una de las ramas y una flecha en la otra que permite ver el movimiento angular realizado (Génot & Leroy, 1988).
- Goniómetros de una sola rama con respecto a la vertical, que permiten medir el ángulo formado por un segmento articular marcado por esa única rama del goniómetro, con respecto a la vertical, tomada gracias a una marca de plomo situada en el eje del goniómetro o a un nivel en los llamados goniómetros de burbuja o inclinómetros. También existen inclinómetros digitales (Génot & Leroy, 1988).
- Goniómetros de una sola rama con respecto a la desviación magnética, que permiten medir el ángulo formado por un segmento articular marcado por esa única rama del goniómetro, con respecto al norte magnético, tomado gracias a una brújula situada en el eje del goniómetro. Esta medición siempre se realiza en el plano horizontal del movimiento (Génot & Leroy, 1988).
- Electrogoniómetros, que consisten en dos potenciómetros o dos sensores de medición de la deformación plástica colocados en dos terminales plásticos unidos entre sí. Estos terminales plásticos se colocan cada uno en un segmento articular, y al realizar el movimiento producen una señal eléctrica que indica el ángulo de movimiento articular (Bronner, Agraharasamakulam, & Ojofeitimi, 2010). Los goniómetros suelen tener dos canales de salida que registran el ángulo de movimiento en 2 dimensiones, por ejemplo en uno de ellos se mide los valores de flexión y extensión y en el otro los valores de abducción y aducción (Rowe, Myles, Hillmann, & Hazlewood, 2001). O los torsímetros, que registran el ángulo de torsión mediante un solo canal.
- Cinta métrica. Para ello usamos dos puntos de referencia que son medidos de forma lineal mediante el uso de la cinta métrica al principio y al final del recorrido articular, por ejemplo, la distancia mentón-cima del tenedor esternal para medir la movilidad cervical (Génot & Leroy, 1988).

- Trazado de contornos. A nivel de pequeñas articulaciones se mide el movimiento articular copiando el contorno articular mediante un hilo de plomo o algún material maleable similar (Génot & Leroy, 1988).
- Radiografía clásica. El uso de la radiografía clásica, aunque no permite visualizar directamente elementos como el cartílago articular, sí que permite observar diversos hallazgos en la articulación tales como el estrechamiento de la articulación, esclerosis, osteofitos, quistes subcondrales, deformaciones articulares en valgo o en varo, erosiones en la cortical, dislocaciones o desmineralizaciones del hueso. Esto hace a la radiografía un elemento muy útil para evaluar lesiones articulares como la osteoartritis, artritis reumatoide, artritis psoriásica, espondilitis anquilosante o la artritis reactiva (Huang & Schweitzer, 2014). El uso de la radiografía convencional también resulta útil a la hora de medir el recorrido articular (Seslija et al., 2012).
- TC. La TC permite la visualización del cartílago articular mediante el uso de un contraste inyectado en la articulación y la visualización de los cristales de urato monosódico gracias a la TC Dual. Todo esto permite evaluar lesiones degenerativas del cartílago articular, la gota, la artritis por pirofosfato cálcico y la enfermedad por depósito de hidroxiapatita de calcio (Huang & Schweitzer, 2014).
- RM. La RM, y sobre todo la RM con contraste, permite visualizar elementos articulares como la cápsula articular, delimitar cuerpos sueltos, el cartílago articular, los meniscos articulares, los ligamentos, la médula ósea subarticular, quistes subcondrales, quistes periarticulares, bursitis, desgaste óseo, osteofitos, sinovitis, la periostitis y derrames articulares. Esto hace a la RM muy útil en el estudio de osteoartritis, la artritis reumatoide, la artritis psoriásica o la espondilitis anquilosante (Huang & Schweitzer, 2014). La RM también puede resultar útil a la hora de medir el rango articular de movimiento (Shellock & Powers, 2001).
- Ecografía. En la ecografía de los ligamentos estos se estudiarán en su eje longitudinal al ser muy difícil su visualización en el eje transversal, buscando sus inserciones óseas cuando sea posible para facilitar su



localización, y mostrará una imagen de una cintilla con bordes hiperecoicos e interior de ecogenicidad media y menor estructura fibrilar que los tendones, al cruzarse sus fibrillas entre sí de forma continua, al contrario de lo que pasa en el tendón cuyas fibrillas discurren de forma paralela. Los ligamentos que se pueden visualizar son los ligamentos extraarticulares superficiales, que suelen explorarse con una frecuencia de entre 10 y 18 MHz, pues frecuencias más bajas no suelen permitir una adecuada visualización de estos. Y se visualizan mejor al estar en tensión (Balius & Sala, 2007; Horcajadas & Rodríguez, 2011; Rios, 2010). En el caso de la cápsula articular esta se muestra como una estructura hiperecoica, pudiéndose observar líquido sinovial en su interior de aspecto más hipoecoico. El cartílago, en las zonas donde se puede visualizar, ofrece una imagen hipoecogénica homogénea sin señales en su interior limitada por dos bordes nítidos y regulares hiperecoicos llamados borde osteocondral y margen condrosinovial, y las alteraciones en sus márgenes y/o en su estructura pueden denotar, por ejemplo, una enfermedad reumatológica. El fibrocartílago como los meniscos ofrece una imagen homogénea ecoica o hiperecoica por su mayor contenido en colágeno y tejido conectivo denso, y su visualización mejora con la movilización de las articulaciones (Balius & Sala, 2007; Rios, 2010). La ecografía permite visualizar el espesor de la sinovial, las erosiones óseas, un tejido inflamatorio de granulación llamado pannus, sinovitis, tenosinovitis, entesitis, derrames articulares, cristales de urato monosódico en la articulación, depósitos tofáceos y la vascularización de la zona articular. Esto hace la ecografía una herramienta muy útil en el estudio de la artritis reumatoide, artritis psoriásica, lesiones en los ligamentos articulares, lesiones de menisco o la gota (Huang & Schweitzer, 2014; Masala et al., 2010). Entre los hallazgos que se pueden encontrar en algunas patologías se encuentran:

- Derrame articular. El uso de la ecografía permite detectar un aumento del líquido sinovial aunque no el tipo de derrame (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011).

- Esguince de ligamentos. En caso de rotura parcial se visualizará un ligamento engrosado e hipoecoico con pérdida de patrón fibrilar, y en caso de rotura total se visualizará una pérdida en la continuidad del ligamento y posible retracción de sus bordes, y un hematoma anecoico (Rios, 2010). En lesiones crónicas del ligamento se suele visualizar un engrosamiento y heterogeneidad de este, y pueden verse algunas calcificaciones hiperecoicas dentro del mismo (Barceló, P. & Iriarte. I., 2015).
- Artritis reumatoide. Donde se puede ver el derrame sinovial de forma anecoica o hipoecoica, la erosión ósea, la hipertrofia sinovial como un tejido ecogénico que no se comprime, y una posible tenosinovitis y disminución focal o difusa del cartílago (Rios, 2010).
- Artritis séptica. Artritis con un fuerte componente degenerativo, en su fase aguda se observa mediante el uso de ecografía unas paredes sinoviales engrosadas junto con un derrame articular hipoecoico difuso y diversos signos clínicos de infección articular, aunque a veces puede aparecer derrames hiperecogénicos con residuos celulares y tabiques (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011).
- Osteoartritis. La ecografía sirve de complemento a otras técnicas de imagen, y permite visualizar anomalías en el cartílago articular, la cortical ósea y la sinovial (Rios, 2010).
- Artropatía degenerativa. El uso de la ecografía puede detectar, en la zona donde sea accesible, alteraciones del cartílago y la superficie articular, así como de las partes blandas cercanas (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011).
- Artropatías microcristalinas. Mediante la ecografía se pueden visualizar alteraciones como un aumento de la ecogenicidad y del espesor del borde condrosinovial del cartílago por depósito de cristales de urato monosódico, mientras que los depósitos de pirofosfato cálcico se observan pequeñas zonas hiperecoicas focales o difusas dentro del propio cartílago e incluso en los fibrocartílagos. A nivel del tendón también se pueden visualizar depósitos de cristales de urato monosódico que aumentan la ecogenicidad del tendón, o depósitos de cristales de pirofosfato de

calcio que se observarán como calcificaciones dentro del tendón. También se encontrarán hallazgos como un aumento del líquido sinovial, distensión de la cápsula articular, agregados tofáceos en tejidos blandos o erosiones óseas (Rios, 2010).

- Artritis psoriásica. El uso del US permitirá visualizar alteraciones parecidas a otras artropatías, como son el aumento del líquido sinovial, la distensión de la cápsula articular, las erosiones óseas, las tenosinovitis, la pérdida de regularidad de los márgenes y la estructura de los tendones, pudiendo llegar al caso de roturas parciales o totales, entesitis, erosiones óseas en la entesis y entesofitos. Otras alteraciones más características de esta patología serán las visualizaciones características de placa psoriásica mediante un aumento del espesor de la epidermis y de la dermis, la visualización de una zona anecoica debajo del área de la placa, un aumento de la visualización en la vasodilatación intradérmica usando el Power doppler y una pérdida mínima de la definición del plato ventral ungueal que puede terminar en la fusión de los platos ungueales y en un aumento del espesor del lecho ungueal que son signos característicos de la onicopatía psoriásica (Rios, 2010).
- Osteocondritis y fracturas osteocondrales. Si se producen en zonas donde el cartílago sea visible ecográficamente, se pueden observar erosiones del cartílago, o nidos en el cartílago o en el hueso subcondral (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011).
- Osteofitos. Se observan mediante ecografía como crecimientos óseos hiperecogénicos recubiertos de cartílago que se suelen localizar en los bordes de la articulación (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011).
- Artrocentesis. La aspiración del líquido sinovial dentro de la articulación mediante punción permite el estudio directo de ese líquido sinovial para diferenciar patologías como las artropatías inducidas por depósitos de cristales, la hemartrosis, los derrames articulares inexplicables y la artritis séptica (Masala et al., 2010).

- Dispositivos electrónicos de uso cotidiano. El avance de la tecnología en los aparatos cotidianos ofrece nuevas posibilidades a la hora de medir el ángulo de movimiento articular. Por ejemplo, el uso de un aparato llamado Kinect de Microsoft usado en una videoconsola permite medir el ángulo de movimiento del cuello de una forma similar al electrogoniómetro (Allahyari, Sahraneshin Samani, & Khalkhali, 2016). El uso de otro aparato usado en las videoconsolas, como es el mando de la Wii, también ha resultado útil al compararlo con un electrogoniómetro al medir el ángulo de movimiento articular de la rodilla (Yeh et al., 2016). O el uso de otro elemento más cotidiano todavía, como es el teléfono móvil, que gracias a sus acelerómetros, magnetómetros y giroscopios, también permite la medición del rango de movimiento articular y evaluar la propiocepción de la articulación (Mourcou, Fleury, Diot, Franco, & Vuillerme, 2015).

#### 1.4.4 Valoración musculo-tendinosa

Si el sistema óseo es el encargado de dar sostén al cuerpo humano, el sistema muscular es el encargado de dar la movilidad. Desde los movimientos más groseros hasta los más finos, son responsabilidad de los músculos.

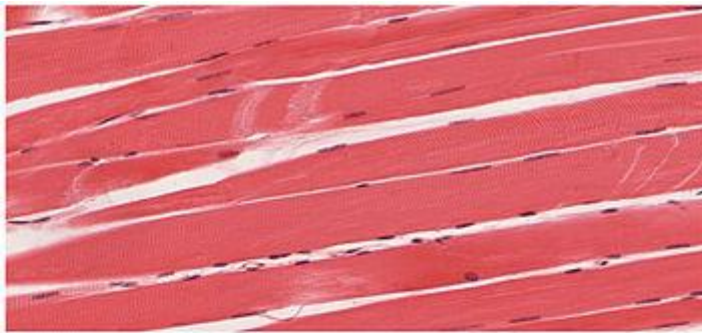
El sistema muscular está compuesto principalmente por unas células especializadas llamadas miocitos que tiene la particularidad de poder acortarse en su eje longitudinal provocando una contracción (Martini, 2009).

El sistema muscular está formado principalmente por tres tipos de músculos (Fig. 6) (Martini, 2009):

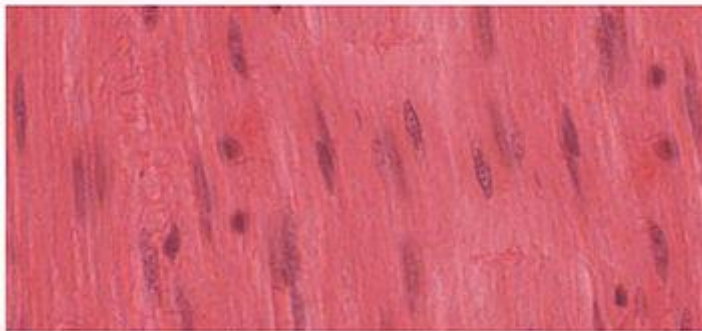
- La musculatura cardíaca, aunque es parecida al músculo estriado, el miocito que lo conforma es de un solo núcleo, más pequeño que la fibra muscular estriada y forma una red interconectada que no necesita actividad nerviosa para contraerse, al hacerlo gracias a unas células llamadas células marcapasos. Estos miocitos tienen la peculiaridad de que no puede regenerarse tras una lesión o enfermedad. Este tejido muscular solo está presente en el corazón y se encarga de impulsar la sangre por el aparato circulatorio.

- La musculatura lisa o involuntaria. Sus miocitos están conformados de forma distinta a la musculatura cardíaca y lisa, y además suelen contraerse de forma autónoma gracias a unas células disparo. Estos miocitos sí son capaces de dividirse y regenerarse para reparar lesiones. Este tejido muscular se puede encontrar por ejemplo en la vejiga o en los vasos sanguíneos.
- La musculatura estriada o voluntaria. Los miocitos que la conforman tienen la peculiaridad de ser multinucleados y ser más largos que los de las otras musculaturas, pudiendo llegar a medir 0.3 m. Los miocitos, unidos por unas fibras de colágeno elástico que envuelven cada célula y a cada grupo celular, terminan en un tendón o aponeurosis que se unen al hueso. Esta musculatura se suele contraer solo ante el estímulo transmitido por un nervio, y aunque sus miocitos no pueden dividirse como la musculatura lisa, sí que poseen células satélite al contrario que la musculatura cardíaca, lo que le permite repararse parcialmente ante las lesiones. Esta musculatura se encuentra presente en los músculos encargados de generar el movimiento del cuerpo como mover una mano, girar el ojo o bailar.

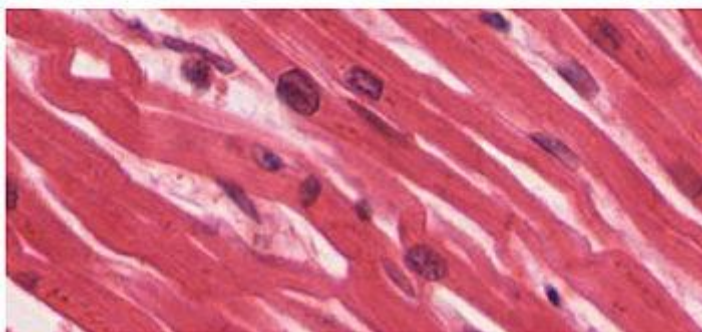
La principal función de la musculatura estriada es la de propiciar el movimiento del cuerpo humano, pero no es su única función. La musculatura estriada también se encarga a través de las contracciones musculares, de mantener la postura corporal y la posición del cuerpo, sostener los tejidos blandos gracias a la acción de la musculatura del suelo pélvico y la pared abdominal, controlar la micción y la defecación mediante la musculatura estriada presente en algunos esfínteres y el mantenimiento del calor corporal gracias a la energía gastada por los músculos y que se disipa en parte en forma de calor (Martini, 2009).



(a)



(b)



(c)

Figura 6. Tipos de músculos. (a) Músculo esquelético; (b) Músculo liso; (c) Músculo cardíaco. (Imagen con licencia libre Creative Commons)

La contracción que realizan los miocitos de la musculatura estriada y que provoca un acortamiento en su longitud se realiza gracias a la acción de una motoneurona. La acción de la motoneurona actúa a nivel químico en la placa neuromotora, y gracias a la acción de un neurotransmisor llamado acetilcolina modifica el potencial de membrana de la membrana citoplasmática de la fibra muscular llamada sarcolema. Este cambio del potencial de membrana provoca una liberación de iones calcio que son los encargados de iniciar el proceso de contracción muscular. Cuando esa motoneurona deja de producir el estímulo

eléctrico se produce una relajación de la célula que vuelve de forma pasiva su longitud normal (Martini, 2009). La falta de inervación en la musculatura esquelética provocará que ésta no se pueda contraer, y a largo plazo su degeneración y su atrofia (García-Porrero, 2003).

En el organismo humano podemos encontrar más de 700 músculos estriados. La mayor parte de la musculatura estriada está conformada por un vientre muscular, que es la zona donde se encuentran las células musculares conformando la parte contráctil del músculo, y de la que se va condensando su tejido conjuntivo hasta formar los tendones que finalmente se fijan al hueso al fusionarse con el periostio (Nielsen, 2012) y la matriz ósea, a la piel o a otro músculo. En caso de que esa condensación del tejido conjuntivo no tenga una forma de cordón grueso, sino de hoja plana, la llamaremos aponeurosis y no tendón (Martini, 2009), y en el caso de que esa inserción fibrosa esté poco desarrollada las llamaremos inserciones carnosas (García-Porrero, 2003). La función principal de ese tejido conectivo es la de sostén de las fibras musculares, así como de albergar los vasos sanguíneos y los nervios que se dirigen a nutrir e inervar el músculo (Martini, 2009), mientras que la vascularización de los tendones se origina en el propio vientre muscular y por ramas propias del tendón (García-Porrero, 2003).

Si analizamos en detalle el vientre muscular veremos que su estructura está formada inicialmente por los distintos miocitos o fibras musculares. Estos miocitos contienen en su interior cientos o miles de miofibrillas que son las que realmente consiguen la contracción de la célula muscular. Estas miofibrillas están formadas por haces de miofilamentos que forman una unidad llamada sarcómero y que le proporcionan al músculo estriado una apariencia rallada de la que gana el nombre de músculo “estriado”. Cada fibra muscular está rodeada por una capa de tejido conectivo llamada endomisio que la separa de las demás fibras musculares, y entre el endomisio y la fibra muscular podremos encontrar las células miosatélite, encargadas de la reparación de las lesiones de los tejidos musculares. Estas fibras musculares se reúnen a su vez en pequeños paquetes llamados haces musculares o fascículos que estarán rodeados por otra capa de tejido conectivo, de mayor grosor que el endomisio, llamada epimisio, que forma un continuo con el resto de estructuras. Y a su vez, los distintos haces

musculares formarán una unidad rodeada de otro tejido conectivo llamada perimisio, formando lo que será el vientre muscular (Fig. 7) (Chaitow & DeLany, 2007b; García-Porrero, 2003; Martini, 2009).

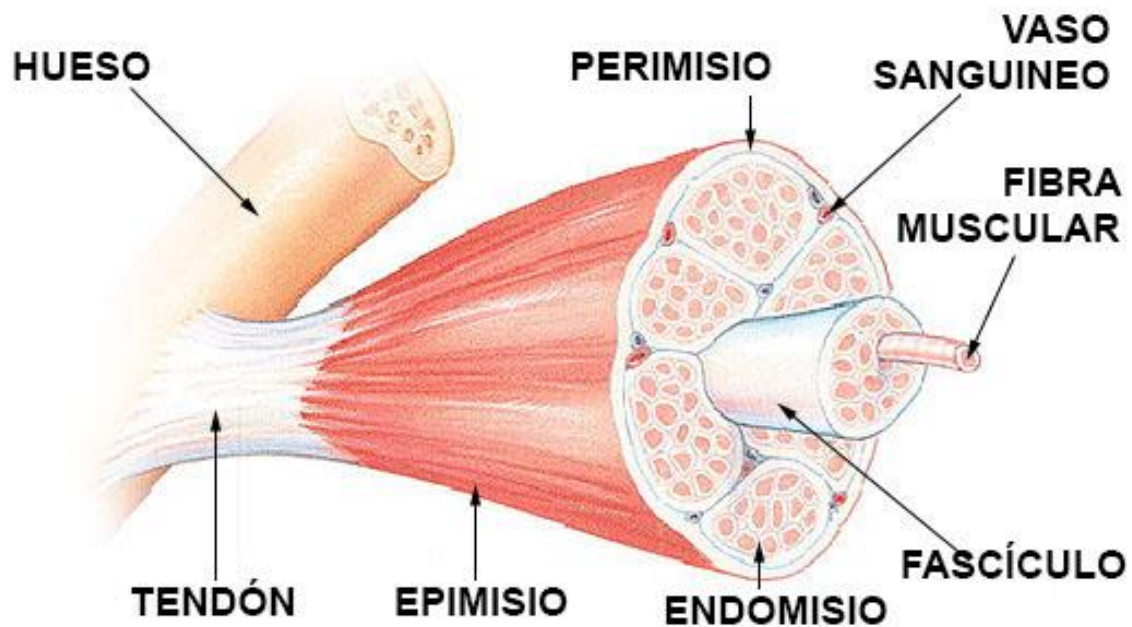


Figura 7. Estructura muscular.

Si analizamos las fibras musculares podemos encontrar los siguientes tipos (Chaitow & DeLany, 2007b; García-Porrero, 2003):

- Fibras musculares contráctiles. Son las más características del músculo esquelético y las encargadas de producir la contracción de este. Se dividen en:
  - Fibras tipo I o fibras rojas. Son fibras de contracción lenta y resistentes a la fatiga, con un bajo contenido en glucógeno almacenado, pero con un alto contenido en mioglobina y mitocondrias. Tienen funciones estabilizadoras y posturales sobre todo.
  - Fibras tipo IIB o fibras blancas. Son fibras de contracción rápida y de fatiga rápida, donde la energía se obtiene principalmente de forma anaeróbica.



- Fibras tipo IIA o fibras mixtas. Son fibras de contracción rápida y resistentes a la fatiga.
- Fibras tipo IIM. Tienen una estructura única y altos niveles de glucógeno almacenado que les confiere una alta velocidad.
- Husos neuromusculares. Son fibras musculares especializadas, que junto con las terminaciones nerviosas forman estructuras capaces de recoger y transmitir información de la contracción muscular.
- Células satélites. Son células capaces de regenerar en cierta medida las fibras musculares.

La musculatura estriada se puede clasificar en función a la organización de sus fibras musculares en:

- Músculos paralelos. Representan la gran mayoría de los músculos estriados presentes en el cuerpo humano. En los músculos paralelos, los haces de fibras musculares se orientan en paralelo al eje longitudinal del músculo, y la contracción de sus fibras musculares produce un acortamiento de sus extremos y un aumento en su diámetro como se puede ver en el bíceps braquial.
- Músculos convergentes. Un ejemplo puede verse en el pectoral mayor, donde las fibras musculares se inician en una zona amplia, y como un abanico, terminan convergiendo en un único punto.
- Músculos penniformes. El músculo extensor común de los dedos es un ejemplo de este músculo, en el que las fibras musculares discurren de forma oblicua a un tendón común que recorre el cuerpo muscular.
- Músculos bipenniformes. El recto femoral es un ejemplo de este tipo de músculos, en el que las fibras musculares se encuentran a ambos lados del tendón, al contrario que en los músculos penniformes, donde dichas fibras sólo se encuentran presentes en uno de los lados del tendón común.
- Músculos circulares. Se encuentran en los esfínteres, donde sus fibras musculares adoptan una forma concéntrica alrededor de un orificio, y al contraerse cierran ese agujero.

En función a su forma en (García-Porrero, 2003):

- Músculos largos. Músculos con predominio de su eje longitudinal, como el bíceps braquial.
- Músculos anchos. Músculos en los que predominan sus dos ejes, como el diafragma.
- Músculos cortos. Músculos en los que no predominan ninguno de sus dos ejes, como el masetero.
- Músculos anulares. Músculos que se disponen alrededor de los orificios, como el orbicular de los labios o el estriado del ano.

O en función a la disposición del vientre muscular (García-Porrero, 2003):

- Músculos monogástricos o de un solo vientre.
- Músculos digástricos, con dos vientres musculares.
- Músculos poligástricos, con varios vientres musculares.

Con frecuencia los músculos y tendones discurren por estructuras que podrían dañarlos, por lo que se encuentran estructuras que facilitan su desplazamiento y la reducción del rozamiento llamadas vainas sinoviales o bolsas sinoviales. Las vainas sinoviales envuelven los tendones alargados mediante dos hojas denominadas hoja visceral y hoja parietal que forman un espacio cerrado con líquido sinovial en su interior. Las bolsas sinoviales son bolsas de tejido conjuntivo con un líquido similar al líquido sinovial en su interior (García-Porrero, 2003).

#### *1.4.4.1 El sistema fascial*

El sistema fascial es tejido formado por distintas capas ondulantes de tejido conjuntivo (Kumka & Bonar, 2012) formando una estructura tridimensional, con un contenido muy importante en colágeno y fibras elásticas incluidas en una matriz de sustancia fundamental constituida por glucosaminoglicanos y agua, que recorre todo el cuerpo humano desde la planta de los pies hasta el cráneo permitiendo al organismo ser un todo, donde cada área está conectada a otra gracias a la continuidad de la fascia (Bordoni & Zanier, 2014; Chaitow & DeLany, 2007b; Findley, Chaudhry, Stecco, & Roman, 2012; Schleip, Jäger, & Klingler, 2012). Se han identificado 28 tipos distintos de fibras de colágeno integradas en la fascia, que le proporcionan la llave para resistir las tensiones (Kumka & Bonar,

2012). La fascia discurre por debajo de la piel, y da forma, cohesión, separación y sostén al cuerpo humano, y en concreto al sistema muscular, separando músculos y grupos musculares, además, proporciona un sistema esencial para la transmisión de las distintas fuerzas musculares, la coordinación motora y la fijación de los órganos. La fascia además tiene importantes funciones metabólicas que incluyen la desintoxicación de toxinas endógenas y exógenas, y de barrera mecánica con funciones defensivas en casos de infección y toxemia (Bordoni & Zanier, 2014; Chaitow & DeLany, 2007b).

La fascia forma un todo con la musculatura, y aloja gran cantidad de estructuras neurosensoriales que le otorgan un papel muy importante en la propiocepción y en la nocicepción (Bordoni & Zanier, 2014; Chaitow & DeLany, 2007b; Kumka & Bonar, 2012), y que son capaces de responder a estímulos como la presión, la vibración o la temperatura (Kumka & Bonar, 2012), existiendo incluso estudios que hablan que estos mecanoreceptores pueden llegar a cambiar la viscosidad de la fascia (Schleip, 2003a). Otros autores señalan que no solo la presencia de esos mecanoreceptores son de vital importancia en el papel de la propiocepción, sino que la distribución espacial y la orientación de esos mecanoreceptores también juegan un papel muy importante en la información propioceptiva (van der Wal, 2009).

Además la fascia posee fibroblastos con capacidad de contracción llamados miofibroblastos, que contienen fibras de actina de músculo liso y que tienen objetivo poco claro (Bordoni & Zanier, 2014; Kumka & Bonar, 2012), aunque algunos estudios mencionan la capacidad de realizar contracciones isométricas de la fascia ante determinados estímulos mecánicos y farmacológicos, lo que de alguna forma puede afectar la dinámica muscular (Schleip, 2003b; Schleip, Duerselen, et al., 2012). Aunque estos miofibroblastos también se contraen en situaciones patológicas como la enfermedad de Dupuytren, la artritis reumatoide, la cirrosis hepática y otros procesos inflamatorios (Schleip, 2003b).

Otro término comúnmente asociado a la fascia es la tensegridad. Este término se refiere a un sistema en equilibrio compuesto por una serie de elementos compresivos unidos, erguidos y/o movidos por bandas tensionales. Este sistema puede extrapolarse al organismo humano siendo los huesos y los

discos vertebrales las estructuras compresivas, y los músculos, tendones, ligamentos y fascias las estructuras tensionales. De esta forma las estructuras compresivas no transmiten la compresión directamente a otras estructuras, sino que serán las estructuras tensionales las encargadas de distribuir esa carga al resto de las estructuras tensionales (Chaitow & DeLany, 2007b; Schleip, Jäger, et al., 2012).

La definición y la clasificación de la fascia sigue generando mucha controversia a día de hoy. Muchos autores siguen la edición del trabajo Anatomía de Gray que intenta diferenciar entre fascia y aponeurosis y divide la fascia en fascia superficial y fascia profunda, dejando fuera de la definición de fascia al endomisio y al perimisio por ejemplo (Schleip, Jäger, et al., 2012; van der Wal, 2009):

- La fascia superficial (también llamada fascia subcutánea, hipodermis, estrato subcutáneo o panículo adiposo) está formada por diferentes capas que facilitan su deslizamiento y envuelve todo el organismo por debajo de la dermis, introduciéndose además en el resto del organismo envolviendo los órganos, formando el estroma, las ramas neurovasculares y las distintas fascias de las zonas musculares hasta terminar en la fascia profunda (Bordoni & Zanier, 2014; Langevin & Huijing, 2009). Está ausente en la palma de las manos y de los pies, y en la cara (Findley et al., 2012), y puede contener músculos como es el caso de los “músculos de expresión facial” (Langevin & Huijing, 2009). Funcionalmente se le presupone un papel en el mantenimiento de la integridad de la piel y en el soporte de estructuras subcutáneas (Stecco, Macchi, Porzionato, Duparc, & De Caro, 2011).
- La fascia profunda es la capa que está en contacto íntimo con las estructuras somáticas como músculos y órganos, y el sistema visceral y vascular (Bordoni & Zanier, 2014; Findley et al., 2012; Stecco et al., 2011). Esta fascia está formada por 3 capas de tejido conjuntivo con distintas densidades, con un alto contenido en ácido hialurónico, y donde la orientación de las fibras de colágeno en cada capa es paralela, pero varía su orientación de capa a capa (Bordoni & Zanier, 2014; Findley et al., 2012; Kumka & Bonar, 2012).

En otros trabajos como en los de Chaudhry y col., incluyen una tercera estructura que englobaría el endomisio, el perimisio y el epimisio llamada capas relacionadas con los músculos. O sustituyen esta tercera capa por la fascia subserosa o visceral (Findley et al., 2012).

Sin embargo, el Comité Federativo de Terminología Anatómica, que define la fascia como vainas, hojas u otras agrupaciones de tejido conectivo desarmables, considera esta división incorrecta al entender que las propiedades histológicas del tejido conjuntivo varían demasiado como para poder agruparse solo en esas dos clasificaciones, y ha desarrollado un sistema de clasificación de la fascia mucho más desarrollado basado en su origen embrionario y modos de desarrollo donde podemos encontrar por ejemplo denominaciones como el tejido subcutáneo de la capa membranosa del abdomen o capa membranosa del perineo, y enumerando las siguientes clasificaciones de la fascia (Kumka & Bonar, 2012; Schleip, Jäger, et al., 2012):

- Si se atiende a su localización:
  - Fascia de la cabeza y cuello
  - Fascia del tronco
  - Fascia de las extremidades
- Si se atiende a las estructuras que la rodean:
  - Fascia subcutánea
  - Fascia de los músculos
  - Fascia visceral
  - Fascia parietal
  - Fascia extraserosa, que incluye las fascias que se encuentran dentro de la fascia parietal y fuera de la fascia visceral
- Y otra clasificación realizada por KumKa y Bonas atendiendo a la clasificación del Comité Federativo de Terminología Anatómica la divide en:
  - Fascia de unión. Fascia con predominio de colágeno tipo I densamente ordenado en una dirección presente por ejemplo en la fascia muscular, la aponeurosis, o vainas neuromusculares. Y dividida en:

- Dinámica. Relacionada principalmente con el movimiento y la estabilidad articular.
- Pasiva. Relacionada principalmente con tareas de mantenimiento de la continuidad de los tejidos y la formación de túneles y vainas.
- Fascia fascicular. Fascia con predominio de colágeno tipo I y II que forma túneles agrupando vasos, fascículos musculares, tendones, huesos y nervios. La fascia fascicular forma el epimisio, el perimisio, en endomisio envolviendo el músculo y juntándose en el tendón, y el perineuro y el epineuro que envuelven haces de nervios.
- Fascia de compresión. Formada principalmente por fibras de colágeno tipo I ordenadas en paralelo en múltiples direcciones que envuelve el miembro entero para crear un efecto de compresión, mejorando el retorno venoso y la eficiencia muscular.
- Fascia de separación. Formada principalmente por fibras de colágeno tipo III, separa en compartimentos órganos y estructuras, además de facilitar el deslizamiento y reducir la fricción de algunas estructuras durante el movimiento.

Otra definición de fascia se puede encontrar en el Primer Congreso internacional de la Fascia del año 2007, que define fascia como el componente de tejido blando del sistema de tejido conjuntivo que forma una red tridimensional ininterrumpida por el organismo. Además, incluye dentro de la categoría de fascia a las capsulas articulares y de órganos, tabiques musculares, ligamentos, retináculos, aponeurosis, tendones, miofascia, neurofascia y otros tejidos de colágeno fibroso, todos ellos unidos de forma inseparable al tejido conjuntivo que los rodea (Findley et al., 2012; Kumka & Bonar, 2012; Schleip, Jäger, et al., 2012).

Los músculos suelen estar separados y divididos por la fascia profunda, que puede servir también de punto de inserción para las fibras musculares y que puede llegar a formar otras estructuras llamadas retináculos, que sujetan los tendones y evitan movimientos anómalos de estos (García-Porrero, 2003), aunque estudios recientes han demostrado que además estos retináculos

también actúan reforzando la fascia profunda y aumentando la estabilidad de las articulaciones, además de tener un papel importante en la información propioceptiva (Stecco et al., 2011). La fascia profunda también forma las vainas fasciales, que envuelven los tendones y los fijan a los huesos (García-Porrero, 2003).

Chaitow describe cinco cadenas fasciales principales (Chaitow & DeLany, 2007b):

- La línea dorsal superficial, que une elementos como la fascia plantar, la fascia lumbrosacra o la fascia del cuero cabelludo.
- La línea frontal superficial, que une elementos como el periostio de la tibia, el recto abdominal o el esternocleidomastoideo.
- La línea lateral, que une elementos como los músculos peroneos, el tensor de la fascia lata o el esplenio de cabeza y cuello.
- La línea espiral, que une elementos como el tibial anterior, el bíceps femoral o el esplenio cefálico.
- La línea frontal profunda, que une elementos como el diafragma, la fascia pretraqueal o los músculos mandibulares.

Además, encontramos cadenas adicionales como:

- La línea dorsal del brazo, que une elementos como el epicóndilo, el deltoides o el dorsal ancho.
- La línea frontal del hueso, que une elementos como la cara palmar de los dedos, el pectoral mayor o la pata de ganso.

Chaitow describe en su trabajo que la fascia tiene propiedades de deformación, respondiendo a las cargas y tensiones de forma tanto plástica como elástica. Se obtienen respuestas elásticas de la fascia, que resistirán la deformación permitiendo cierto grado de elongación pero que volverá a su longitud después de la aplicación de la fuerza. Pero si se continúa con la aplicación de esa fuerza, se llegará a un límite plástico que presentará resistencia a continuar con el elongamiento, seguido un efecto de distorsión de la fascia que le permitirá deformarse para adaptarse ante la aplicación de esta fuerza más persistente. Además, posee una propiedad llamada tixotropismo que

le confiere la capacidad de cambiar de estado gelatinoso a uno más acuoso gracias a la aplicación de elementos externos como la vibración, el calor o el masaje, o gracias a elementos internos como el ejercicio físico. Esto hace, que al igual que en la musculatura, la ausencia de estímulos provoca una reducción del tono y una atrofia de esta, en el caso de la fascia, la falta de tensiones y el desuso provoca una pérdida de colágeno, glucosaminoglicanos y agua, que se traduce en un endurecimiento de la fascia, una contracción de ésta por la formación de puentes entre fibras de colágeno y el tejido conectivo neoformado, así como la aparición de adherencias por pérdida de capacidad de deslizamiento del colágeno. Además, todo este proceso se puede agravar en su conjunto si concursa con un proceso inflamatorio. Debido a este proceso, el estiramiento de la fascia a puntos donde antes no había dolor, produciría ahora dolor incluso en zonas distantes a la lesión. Por el contrario, la aplicación de tensiones en la fascia, siempre que la inmovilización no haya ocurrido durante mucho tiempo, le permite rehidratarse y volver al estado de gel. Esto le facilita capacidad para transmitir energía y movimiento, y la convierte en un medio eficaz para el transporte de nutrientes, oxígeno y enzimas, y para eliminar sustancias de desecho (Chaitow & DeLany, 2007a). Algunos autores incluso aseguran que la deshidratación de la fascia provoca que el ácido hialurónico contenido en esta se vuelva más adhesivo y que la fascia pierda deslizamiento, lo que podría provocar el dolor y la rigidez articular que algunos sujetos experimentan por la mañana (Bordoni & Zanier, 2014; Findley et al., 2012). Esta teoría sigue el modelo llamado modelo de gel-a-sol, que sostiene que el tejido conectivo es una sustancia coloidal que puede modificar su estado de un modo más denso (gel) a un modo más acuoso (sol) mediante la aplicación de energías como el calor o la vibración en un proceso llamado tixotropía. Aunque esta teoría se ha demostrado como cierta, también tiene el problema de que en las sustancias coloidales los efectos tixotrópicos duran solo durante la aplicación de la energía, volviendo a su estado gel minutos después de cesar la aplicación de ésta (Schleip, 2003a).

La piezoelectricidad es otra de las teorías desarrolladas para explicar los cambios en la plasticidad de la fascia. Según esta teoría algunos estudios señalan al tejido conectivo como un “cristal líquido” con propiedades piezoeléctricas. De este modo la aplicación de cargas sobre la fascia produciría



cambios eléctricos en ésta. Los fibroblastos serían sensibles a estos cambios eléctricos aumentando la producción de fibras de colágeno en esa zona, y los fibroclastos también serían sensibles a esos cambios eléctricos que los llevaría a no fagocitar esas fibras eléctricamente cargadas (Schleip, 2003a).

Dentro de las diversas teorías desarrolladas sobre la fascia se ha desarrollado un modelo matemático tridimensional que intenta explicar la relación entre la aplicación de diferentes fuerzas mecánicas y la deformación de la fascia. Para ello se emplearon ecuaciones básicas de deformación elástica finita (la fascia tiene un estiramiento limitado al aplicar fuerzas longitudinales) aplicadas a tejidos blandos viscoelásticos para examinar la relación entre las fuerzas aplicadas a distintas fascias y la deformación mecánica obtenida en dichas fascias. La conclusión fue que los resultados obtenidos en la exploración experimental eran muy similares a los obtenidos mediante el empleo de las ecuaciones para tejidos viscoelásticos. En estos estudios matemáticos además se demostró que diferentes fuerzas mecánicas producen diferentes resultados según en qué fascia se aplique dicha fuerza. Por ejemplo, elementos como la fascia plantar o la fascia lata requieren de fuerzas muy altas, superiores al rango fisiológico, para producir siquiera un 1% de compresión y un 1% de cizallamiento, mientras que otros elementos como la fascia nasal está compuesta de tejidos mucho más blandos que si pueden ser deformados aplicando fuerzas que están dentro de los valores más altos del rango fisiológico. También se demostró que la aplicación de la fuerza en diferentes direcciones a la fascia y a diferentes velocidades producía diferentes respuestas en ésta (Chaudhry et al., 2008; Findley et al., 2012).

#### *1.4.4.2 Observación, palpación y movilización.*

Dentro de la evaluación del sistema muscular se deben valorar las 3 variedades de movimiento que posee un músculo (Génot & Leroy, 1988):

- Movimiento voluntario. Es el movimiento que se hace de forma consciente con una finalidad precisa.
- Movimiento automático. Dividido en:

- Actividades primarias, tales como la respiración. Son actividades adquiridas desde el nacimiento con el fin de preservar las funciones vitales.
- Actividades secundarias, tales como la marcha. Son actividades automáticas adquiridas progresivamente durante la vida diaria.
- Movimiento reflejo. Son movimientos automáticos en respuesta a un estímulo determinado de tipo osteotendinoso como el reflejo rotuliano, de tipo nociceptivo, tales como el retirar la mano ante una quemadura.

Atendiendo a la especial capacidad de la musculatura de ser un sistema contráctil, las evaluaciones se deben realizar de dos maneras: una observación pasiva, en la que la musculatura está en estado de reposo, y una evaluación activa, en la que la musculatura está en contracción (Génot & Leroy, 1988).

#### 1.4.4.2.1 Evaluación en estado de reposo

Para esta evaluación el músculo debe estar totalmente en estado de reposo, evitando cualquier acción del músculo como puedan ser las acciones posturales.

Mediante una exploración visual se evalúan los relieves y el volumen de la musculatura, comparándola con la musculatura del lado contralateral y valorando la musculatura antagonista (Génot & Leroy, 1988), la postura general, posturas antiálgicas, la existencia de posibles edemas por aumento del contorno o fasciculaciones (Lesmes, 2007).

Mediante palpación y movilización se valoran elementos como hematomas, tumefacciones, espasmos musculares, pérdidas de continuidad de los tejidos, zonas dolorosas, puntos gatillo miofasciales (PGMs), adherencias o cambios de temperatura por afectación del flujo sanguíneo, infecciones o inflamaciones (Lesmes, 2007). También permite examinar la consistencia, la movilidad y el tono muscular mediante maniobras de presiones-depresiones realizadas con las manos del examinador perpendiculares a la musculatura estudiada, y mediante desplazamientos transversales de la musculatura con respecto a su eje principal mediante el uso de una toma en pinza de la musculatura (Génot & Leroy, 1988). Esta exploración permitirá detectar un

músculo atrófico con poca actividad contráctil porque se dejará deformar y desplazarse lateralmente con poca dificultad. Estas maniobras necesitarán de diferentes niveles de presión en función de la localización de la musculatura objetivo y usando los relieves óseos como referencia cuando sea posible (Lesmes, 2007).

A nivel de la movilización muscular se pueden encontrar diversas técnicas específicas para examinar el tono muscular residual. Por ejemplo, el desplazamiento transversal alterno del tendón en forma de cizalla puede indicar una hipertonía muscular en caso de que el tendón sea difícil de desplazar, y además exista una alta consistencia del vientre muscular (Génot & Leroy, 1988; Lesmes, 2007). El examen de la capacidad del sujeto de soportar pasivamente un estiramiento muscular longitudinal a diferentes velocidades (con igual, mayor o menor velocidad a la gravedad) como en el test de Ober para examinar la cintilla iliotibial y el tensor de la fascia lata (Génot & Leroy, 1988). O la movilización rítmica en y sucesiva a diferentes velocidades del segmento distal en el rango de movimiento del músculo que se quiere explorar, por ejemplo, la flexo-extensión. Si existe hipotonía, no se apreciará ningún tipo de resistencia a este desplazamiento, además de encontrar un rango articular ampliado y será posible realizarla a una velocidad de ejecución mayor, mientras que ante un incremento del tono debido a deficiencias neurológicas de origen central se producirán resistencias ante este desplazamiento. Cuando se encuentra una hipertonía en la que la resistencia inicial es muy alta, cediendo de forma gradual, se sospecha de una lesión en la vía piramidal, mientras que si la resistencia se produce en pequeños rebotes sucesivos o es constante durante todo el recorrido se sospecha de una lesión en la vía extrapiramidal (Lesmes, 2007).

También se debe evaluar mediante comparación con la zona contralateral la capacidad a la extensibilidad muscular al realizar un estiramiento muscular, evaluando previamente las posibles limitaciones articulares y cuantificando mediante el uso de goniómetros, cintas, o similares (Génot & Leroy, 1988).

Dentro del diagnóstico diferencial entre lesiones musculares o lesiones articulares o periarticulares se realizan pruebas estáticas resistidas, en las que se coloca el segmento corporal a estudiar en una posición articular intermedia a su recorrido articular máximo y se le solicita al sujeto que mantenga esa postura.

A continuación, el terapeuta realiza una fuerza en sentido contrario mientras que el sujeto resiste de forma isométrica el desplazamiento del segmento corporal. En caso de aparecer dolor en la zona muscular, tendones o inserciones musculares indicará una lesión de esa estructura (Lesmes, 2007).

#### 1.4.4.2.2 Evaluación muscular activa

La observación en esta fase se inicia observando los cambios de posición, la marcha, el deseo y la capacidad de desplazarse, dispositivos ortopédicos o ayuda de un acompañante (Lesmes, 2007). Posteriormente se evalúa el grado de fuerza muscular mediante una solicitud voluntaria de la contracción muscular, tras lo que se observa el volumen muscular y el tendón (en caso de ser posible) tras la contracción (Génot & Leroy, 1988).

En el caso de existir una contracción muscular muy débil se procede a realizar una palpación del tendón más accesible para valorar la posible contracción muscular (Génot & Leroy, 1988).

La cuantificación de la contracción muscular mediante técnicas manuales se lleva haciendo desde el año 1912 en que se utilizó para valorar a pacientes con poliomielitis (Shefner, 2016). La evaluación muscular manual suele seguir el método desarrollado por Daniels, Williams y Worthingam en 1958 que se basa en el uso de una escala para evaluar la musculatura estudiada que abarca desde el 0, que corresponde a la ausencia de movimiento muscular, hasta el 5 que corresponde a la situación en la que el movimiento se puede realizar en toda su amplitud venciendo una resistencia máxima (Génot & Leroy, 1988). Esta escala se usa de forma normal con el fin de conseguir una mejor comunicación e interpretación de los resultados a nivel universal, y además se incluyó el uso de los signos (+) y (-) para aumentar su precisión y el seguimiento de la evaluación del individuo. Esta escala sigue los siguientes valores (Lesmes, 2007):

- 0. Ausencia de contracción muscular (parálisis)
- 1. Se observa o se palpa la contracción muscular, pero hay ausencia de movimiento
- 1+. Se inicia el movimiento sin gravedad.

- 2-. Se realiza el movimiento a la mitad o dos tercios de amplitud sin gravedad.
- 2. El movimiento se puede realizar en toda su amplitud, pero sin la presencia de ninguna fuerza en contra, incluida la de la gravedad.
- 2+. Inicia el movimiento contra gravedad.
- 3-. Se realiza el movimiento a la mitad o dos tercios de amplitud contra gravedad.
- 3. El movimiento se puede realizar en toda su amplitud venciendo la acción de la gravedad.
- 3+. El movimiento se realiza en toda su amplitud venciendo una resistencia ligera.
- 4-. El movimiento se realiza en toda su amplitud venciendo una resistencia mediana.
- 4. El movimiento se realiza en toda su amplitud venciendo una resistencia mayor a la mediana e inferior a la submáxima.
- 4+. El movimiento se realiza en toda su amplitud venciendo una resistencia sostenida submáxima.
- 5. El movimiento se puede realizar en toda su amplitud venciendo una resistencia máxima.

#### *1.4.4.3 Evaluación instrumental muscular*

##### *1.4.4.3.1 Martillo de reflejos*

La exploración del tono muscular mediante el martillo de reflejos se realiza colocando la musculatura del tendón a estudiar ligeramente estirada. Seguidamente se golpea el tendón o el pulgar del terapeuta que estará sobre el tendón a estudiar con la suficiente fuerza como para provocar una reacción de contracción en el músculo que permita evaluar la velocidad y la intensidad de la misma y compararla con el lado contralateral (Lesmes, 2007).

Ante esta prueba se pueden encontrar 4 resultados (Lesmes, 2007):

- Una actividad refleja normal.
- Una actividad refleja disminuida (hiporreflexia).

- Una actividad refleja ausente (arreflexia). Puede indicar una deficiencia neurológica periférica o de neuroma motora inferior.
- Una actividad refleja aumentada (hiperreflexia). Puede indicar una deficiencia de neurona motora superior.

#### 1.4.4.3.2 Electromiografía

La electromiografía se realiza mediante el uso de equipos que son capaces de registrar la actividad eléctrica que ocurre dentro de los músculos y que es controlada por el sistema nervioso. Concretamente recoge la actividad de las unidades motoras del músculo. La electromiografía puede ser de dos tipos: la electromiografía de superficie, que se realiza colocando electrodos sobre la piel y la electromiografía intramuscular, que se realiza usando electrodos invasivos que serían agujas (Chowdhury et al., 2013; Whittaker, 2012).

La electromiografía de superficie se emplea sobre todo en músculos superficiales y proporciona información sobre la intensidad y el tiempo de activación al ser contraídos voluntariamente (Chowdhury et al., 2013; Merletti, Rainoldi, & Farina, 2001), y sobre que grupos musculares están activos, aunque da poca información sobre la estructura fina de esos músculos (Whittaker, 2012). Para subsanar parte de las limitaciones de la electromiografía de superficie se ha desarrollado la electromiografía de superficie de alta densidad, que emplea una red de varios electrodos para grabar varias señales electromiográficas de un mismo músculo. Esto le permite localizar la ubicación de zonas de inervación y regiones de tendón, la longitud de las fibras musculares, la velocidad de conducción de los potenciales de acción de unidades motoras individuales y el promedio de la velocidad de conducción global (Garcia & Vieira, 2011). Para la electromiografía de superficie se colocan los electrodos cerca del músculo que se quiere estudiar (Dondelinger, 2010). Entre sus desventajas se encuentran que es altamente sensible a las interferencias y a los ruidos externos, y los sensores requieren de una componente de señal muy estable para su análisis (Islam, Sundaraj, Ahmad, & Ahamed, 2013), y entre sus riesgos, se encuentra la irritación de la piel al usar los electrodos de superficie (Dondelinger, 2010).

La electromiografía intramuscular, al contrario que la electromiografía de superficie, es capaz de detectar potenciales de muy pequeña amplitud y de evaluar los cambios sutiles producidos en el potencial de una unidad motora aislada (Farkas, Hamilton-Wright, Parsaei, & Stashuk, 2010; Rubin, 2012). Además, puede dar información sobre la conducción nerviosa. Se realiza introduciendo y moviendo a diferentes regiones musculares una aguja, y grabando las señales eléctricas que se producen: en reposo, al mover la aguja y durante la contracción voluntaria (Rubin, 2012). Entre sus riesgos se encuentran el de pacientes con la coagulación alterada que puede provocar hematomas que pueden llegar a provocar un síndrome compartimental. La información que se obtiene mediante esta electromiografía depende de la pericia del facultativo a la hora de introducir y mover la aguja y realizar las grabaciones (Rubin, 2012). Además, dicha información es de carácter cualitativo, pues se obtiene de forma visual mediante una representación similar a la de las ondas en un osciloscopio (Dondelinger, 2010), que deben ser interpretadas por el facultativo, lo cual añade subjetividad al estudio electromiográfico (Whittaker, 2012). Debido a esto se ha desarrollado la electromiografía cuantificada que proporcionan datos numéricos y estadísticamente significativos relacionada con la morfología y activación de las unidades motoras (Farkas et al., 2010; Whittaker, 2012).

La electromiografía de superficie proporciona información sobre el tipo de fibras que componen el músculo, la fatiga muscular, y cambios producidos por el entrenamiento, enfermedades o la edad (Merletti et al., 2001). La electromiografía intramuscular proporciona información de alteraciones de las unidades motoras, miopatías o lesiones neurogénicas (Rubin, 2012; Whittaker, 2012).

#### 1.4.4.3.3 Mecanomiografía

La mecanomiografía (también llamada vibromiografía, miograma de sonido o miografía acústica) es una técnica complementaria a la electromiografía, en la cual se graban y se miden los sonidos producidos por los movimientos de las fibras musculares tras su activación para evaluar su función neuromuscular (Malek & Coburn, 2012). Para la grabación de esos sonidos se utilizan transductores especiales (sensores de contacto piezoeléctricos,

acelerómetros, micrófonos y sensores a distancia láser) que son capaces de registrar las oscilaciones superficiales de los músculos (Islam et al., 2013), incluso de músculos individuales (Al-Mulla, Sepulveda, & Colley, 2011). Las ventajas que posee con respecto a la electromiografía de superficie son: que permiten una colocación no tan precisa como los electrodos de la electromiografía de superficie y que su señal no se ve afectada por la impedancia de la piel. (Islam et al., 2013). De forma similar a la electromiografía, en la mecanomiografía también se representa una forma de onda en la que se representan los dominios de tiempo, en relación con el reclutamiento de las unidades motoras, y frecuencia, en relación con las tasas de activación de las unidades motoras (Malek & Coburn, 2012). El uso de la mecanomiografía permite estudiar la función muscular, el control de prótesis, el estudio de la actividad de las motoneuronas, la actividad muscular en el deporte, los bloqueos neuromusculares y el desarrollo de un modelo adecuado para el estudio de la actividad de la unidad motora (Islam et al., 2013).

#### 1.4.4.3.4 Dinamometría

Las contracciones musculares, en función de la carga externa ejercida, se pueden dividir en (Kannus, 1994):

- Isométrica. Es la contracción muscular en la que la fuerza externa es inamovible y tampoco hay acortamiento muscular
- Concéntrica. En donde la fuerza muscular supera la carga fuerza y se produce un acortamiento muscular. Se puede dividir en isotónica, en donde la fuerza externa es fija y hay un cambio en la velocidad angular del movimiento, o isocinética, en donde la fuerza externa varía para que la velocidad angular del movimiento sea constante.
- Excéntrica. Que también puede ser isotónica o isocinética, y en donde la fuerza externa supera la fuerza ejercida por el músculo y se produce un alargamiento muscular.

El uso de la dinamometría permite una mayor precisión a la estimación de la fuerza muscular que la evaluación manual de la fuerza, manteniendo su



eficacia y adaptabilidad. El uso de la dinamometría evalúa las contracciones isométricas (Stratford & Balsor, 1994).

La dinamometría manual es un medio portable y reproducible para la evaluación de la fuerza muscular. La dinamometría permite la evaluación de la fuerza muscular de forma isométrica usando dos técnicas (Escobar, Munoz, Dominguez, Banados, & Bravo, 2016; Stratford & Balsor, 1994):

- El “**Make test**” se realiza con el examinador sujetando el dinamómetro mientras el sujeto ejerce su máxima fuerza contra el dinamómetro y el examinador.
- En el “**Break test**” se le pide al sujeto que mantenga la posición mediante una contracción isométrica, mientras que el examinador es el que empuja el dinamómetro contra él, realizando la lectura de la fuerza en el momento en que se detecta el primer movimiento.

La realización de ambos tests tienen coeficientes de fiabilidad similares, pero los resultados entre ellos difieren, por lo que no son intercambiables (Escobar et al., 2016).

Este método comparte una de las desventajas de la evaluación manual de la fuerza muscular, y es que la fuerza del sujeto estudiado supere a la fuerza del evaluador, con lo que se estaría midiendo más bien la fuerza del evaluador y no la del sujeto. Esto se puede evitar si el sujeto ejerce su fuerza contra un dinamómetro que esté fijado de forma inmóvil (Shefner, 2016).

Existen más tipos de dinamómetros: en el dinamómetro de mano se evalúa la fuerza de prensión del individuo, indicador que algunos estudios aseguran que es capaz de proporcionar una estimación de la fuerza general del individuo (Bohannon, 2015), y en el dinamómetro de espalda/pierna/pecho, que permite evaluar la fuerza de esas tres zonas mediante una plataforma sobre la que se sitúa el sujeto examinado, el cual agarra una asidera que estará unida a un dinamómetro fijado a la plataforma (López, 2002).

#### 1.4.4.3.5 Celdas de carga

Las celdas de carga son dispositivos que disponen de sensores de deformación en su interior y que, fijados a una estructura fija y a la zona a estudiar, y conectada a un ordenador o a un medidor de fuerza digital, permiten medir la fuerza de contracciones isométricas.

#### 1.4.4.3.6 Máquina de Isocinéticos

Las máquinas de isocinéticos permiten la realización de movimientos isocinéticos a diferentes velocidades mediante el uso de dinamómetros isocinéticos que son controlados por ordenador, y también permiten la evaluación de contracciones isométricas en diferentes ángulos. Estas máquinas son ampliamente usadas en la actualidad en el campo de la rehabilitación para el tratamiento de lesiones, pero las máquinas de isocinéticos también permiten medir la fuerza, la fuerza explosiva o potencia (entendida como la mayor cantidad de fuerza ejercida en el menor tiempo posible) y la resistencia muscular (Kannus, 1994).

#### 1.4.4.3.7 Uso de elementos para medir la fuerza muscular

El uso de elementos como las pesas, bandas de caucho, el banco de Colson, banco de pesas, máquinas de movimiento libre, etc. permite evaluar la fuerza muscular. Para ello se realizan pruebas de fuerza muscular máxima (isométrica o dinámica), pruebas de resistencia muscular (isométricas y dinámicas) y pruebas de potencia muscular (Lesmes, 2007).

Para las pruebas de fuerza muscular máxima isométrica se comienza con pesos comprendidos entre el 10% y el 40% del peso del sujeto en sujetos con discapacidad y entre el 40% y el 60% en caso de sujetos sin discapacidades, para ir aumentando el peso hasta conseguir que no haya movimiento articular, o hasta que el sujeto no pueda mantener la posición de partida en que lo colocó el examinador (Lesmes, 2007).

Para las pruebas de fuerza muscular máxima dinámica se comienza con el mismo rango de pesos que para las pruebas isométricas, pero en este caso

se busca el mayor peso que el sujeto es capaz de movilizar en todo el arco de movimiento articular (Lesmes, 2007).

En las pruebas de resistencia muscular se sostiene un peso que puede ser un porcentaje del de la fuerza muscular máxima o un peso estándar. Para la prueba isométrica ese peso se sostiene durante un determinado tiempo, y para la prueba dinámica se mide el número de repeticiones o de tiempo que el músculo es capaz de realizar el movimiento soportando dicho peso (Lesmes, 2007).

Para las pruebas de potencia muscular se solicita mover pesos inferiores al de la fuerza máxima en el menor tiempo posible (Lesmes, 2007).

#### 1.4.4.3.8 Espectroscopia de infrarrojo cercano

La espectroscopia de infrarrojo cercano es capaz de medir las propiedades de absorción de la hemoglobina en sangre. Para ello utiliza dos longitudes de onda. Con una luz de 800 nm de longitud de onda es igualmente absorbida por la hemoglobina oxigenada y la no oxigenada, mientras que con una longitud de onda de 760 nm, la luz es absorbida mayormente por la hemoglobina no oxigenada. Gracias a la medición de la absorción de esas dos longitudes de onda, se detectan los niveles de oxígeno en la sangre intramuscular, lo que aporta información sobre la fatiga muscular, la circulación sanguínea local, el volumen sanguíneo y los cambios en la hemoglobina oxigenada en los músculos (Al-Mulla et al., 2011).

#### 1.4.4.3.9 Resonancia magnética

La musculatura que se observa en una imagen obtenida mediante RM aparece con una estructura simétrica, con una señal de intensidad intermedia, bordes convexos bien definidos y un mínimo de grasa intercalada en forma lineal o de pluma que se observa mejor en las imágenes en T1 (Kumar, Wadhwa, Phillips, Pezeshk, & Chhabra, 2016).

El uso de la RM ayuda a detectar las siguientes traumatismos musculares, infecciones, tumores, isquemia y mionecrosis, denervación muscular, miopatía

inflamatoria difusa, atrofia por desuso y condiciones iatrogénicas (Kumar et al., 2016).

#### 1.4.4.3.10 Ecografía

Ya se habló con detenimiento de la técnica de la ecografía en el apartado de la exploración instrumentada mediante ecografía del sistema tegumentario. En este apartado se hablará más en concreto de la exploración mediante ecografía del tejido muscular.

Como se habló con anterioridad, la frecuencia a la que trabaja el transductor del ecógrafo permite llegar a mayor o menor profundidad dentro de los tejidos, con un coste en la resolución de la imagen de los mismos. Dentro de la exploración del tejido muscular, las frecuencias más comúnmente utilizadas serán las que variarán desde los 5 MHz, con una mayor profundidad pero menor resolución, a los 15 MHz, con una menor profundidad pero mayor resolución y empleándose un transductor lineal (Balius & Sala, 2007).

Todo esto proporciona un sistema con múltiples ventajas (Balius & Sala, 2007; Horcajadas & Rodríguez, 2011; Jiménez Díaz, J. F., 2010):

- Técnica no invasiva que no emite radiaciones, lo que permite repetirla en el tiempo las veces necesarias.
- Permite realizar exploraciones realizando maniobras de palpación con el propio transductor del ecógrafo.
- Bajo coste.
- Permite estudiar tejidos, incluso en movimiento
- Permite estudiar la vascularización.
- Es una técnica “portátil” al existir ecógrafos pequeños con muy buena resolución
- Tiempo de exploración relativamente corto compara con técnicas como la RM
- Técnica de elección con respecto a la RM en pacientes con marcapasos o implantes metálicos.
- Permite el uso de técnicas ecoguiadas

Y también algunos inconvenientes (Balius & Sala, 2007; Jiménez Díaz, J. F., 2010):

- Es una técnica que depende mucho de la pericia del operador.
- Los artefactos.
- Dificil valoración ósea e intraarticular.
- Variabilidad interobservador.
- En el caso de roturas musculares, estas sólo se pueden ver transcurridas 24-48 horas de la lesión, pudiendo aumentar en el tiempo conforme la rotura sea menor.
- Otras técnicas como la RM permiten un estudio más global de la zona afectada como podría ser una rodilla.

Dentro de la exploración normalizada de los distintos tejidos se pueden estudiar las siguientes estructuras:

- Las bursas y vainas sinoviales, que se mostrarán de forma similar a la cápsula articular, con una imagen de las paredes hiperecoica y un interior hipoecoico (Balius & Sala, 2007).
- La musculatura, en su exploración longitudinal, aparecerá como una imagen hipoecogénica que son los fascículos musculares, poblada por múltiples imágenes hiperecogénicas lineales finas que corresponden al perimio y se dirigen hacia la zona de inserción del músculo, dando una imagen penniforme o en “pluma de indio”. En su exploración transversal se observa una imagen en forma de “cielo estrellado” que corresponde a una zona muscular hipoecoica poblada de una serie de puntos hiperecoicos que se corresponden al perimio en corte transversal (Balius & Sala, 2007; Horcajadas & Rodríguez, 2011). La relación entre zonas hipoecoicas e hiperecoicas refleja la proporción entre fascículos musculares y tejido conectivo, y varía entre los distintos músculos y entre personas que hagan deporte o lleven un estilo de vida sedentario (Horcajadas & Rodríguez, 2011). Además, la medición del volumen muscular en su eje transversal relacionada con pruebas de dinamometría aporta información sobre la hipertrofia o la hipotrofia muscular (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011). Este examen se suele

realizar con el músculo en reposo, pero en caso de buscar una patología como una rotura muscular también se debe realizar un estudio dinámico solicitando su contracción. El uso de técnicas como la compresión de los tejidos con el transductor o la mano puede permitir el visualizar mejor determinados tejidos, pero pueden ocultar lesiones como una hernia muscular al producir su reducción parcial o total. Para examinar el músculo se suelen usar frecuencias comprendidas entre los 7 y los 15 MHz para músculos superficiales, pudiendo llegar a los 3.5 MHz o 5 MHz para músculos más profundos (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011; Horcajadas & Rodríguez, 2011; Rios, 2010).

- Las fascias que envuelven los paquetes musculares se observarán con una mayor ecogenicidad que el músculo (Balius & Sala, 2007).
- Los tendones mostrarán en su corte longitudinal un patrón fibrilar con bandas paralelas hiperecogénicas (de entre 0.3-0.4 mm de grosor) alternadas con bandas hipoecogénicas (de unos 0.2 mm de grosor) que corresponden a los haces de colágeno y los septos de endotendón. En la vista transversal se observa una imagen llamada en “sal y pimienta” con haces hiperecogénicos mezclados con zonas hipoecogénicas y envueltas por una cubierta hiperecogénica que correspondería al paratendón o al epitendón que envuelven el tendón, observando algo de líquido, más hipoecoico, entre tendón y vaina en los tendones con vaina. El tendón muestra una alta anisotropía (Balius & Sala, 2007; Horcajadas & Rodríguez, 2011). La entesis puede aparecer como hipoecogénica por la anisotropía que se produce debido a la especial curvatura de las fibras de colágeno o por la interdigitalización propia del tendón-fibrocartílago que ocurre en esa zona (Horcajadas & Rodríguez, 2011). Los retináculos aparecen como bandas anisotrópicas delgadas rodeando el cuerpo del tendón en una vista transversal de este (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011).

A nivel patológico, la ecografía ayuda a encontrar alteraciones en todas esas estructuras.

En la bursa, la ecografía permitirá detectar su inflamación al visualizar una zona anecoica homogénea en su interior que en circunstancias normales no

existe al ser un espacio “virtual” (excepto en algunas bursas como la infrarotuliana profunda) y que provoca un aumento en su volumen y puede llegar a engrosar las paredes sinoviales (Barceló, P. & Iriarte. I., 2015; Rios, 2010).

En el músculo el uso del ecógrafo ayuda a confirmar una sospecha de lesión, localizarla y valorarla, además de ayudar en su seguimiento (Horcajadas & Rodríguez, 2011). En concreto puede ayudar a detectar:

- Agenesia muscular, músculos anómalos y accesorios. Mediante la exploración ecográfica se puede detectar la ausencia de un músculo o de un vientre muscular, y confirmar el diagnóstico diferencial con respecto a una hipoplasia o a una atrofia muscular. El uso de la ecografía y un buen conocimiento anatómico también permite detectar la presencia de músculos desarrollados anormalmente llamados músculos anómalos o la presencia de músculo supernumerarios, llamados músculos accesorios (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011).
- Elongación o distensión muscular. Aparecen imágenes hipoecogénicas de bordes difusos y separaciones en el perimio no compresible (Rios, 2010).
- Lesión muscular subaguda. Las llamadas “agujetas” no son visibles mediante ecografía (Barceló, P. & Iriarte. I., 2015).
- Rotura muscular parcial. Donde se observará una discontinuidad de las fibras musculares y una colección de líquido que se visualizará de forma anecoica (Rios, 2010).
- Rotura muscular completa. Donde se observará una separación con retracción de los bordes musculares rotos en forma de “badajo de campana”, y un hematoma hipoecoico o anecoico, que se puede regenerar de forma normal o formando una cicatriz fibrosa hiperecoica (Rios, 2010).
- Contusión muscular. La zona afectada tiene un aumento de la ecogenicidad por la presencia de tejido inflamatorio y pequeñas zonas anecoicas con pequeñas zonas hiperecoicas en su interior que corresponden a desorganizaciones de la estructura muscular o hematomas (Jiménez Díaz, J. F., 2010).

- Miositis. Se visualizarán los haces musculares de forma hiperecogénica, y el perimio hipoeecogénico (Horcajadas & Rodríguez, 2011).
- Complicaciones tras un desgarro muscular:
  - Quistes. Son el residuo de un hematoma, y en la visualización ecográfica se observa una zona anecoica alargada con refuerzo acústico posterior (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011).
  - Miositis osificante. Es una masa intramuscular con una zona interna compuesta por áreas hemorrágicas y músculo necrótico, una zona media compuesta por islas de cartílago y una formación de osteodite inmaduro y una zona externa compuesta por hueso maduro. Esta lesión se visualiza de forma diferente en función a su estadio. En un estadio inicial se visualiza como una zona ovoide hipoeecogénica que envuelve una zona más ecogénica con un núcleo hipoeecogénico. Posteriormente, la zona externa se vuelve hiperecogénica por la calcificación, con una sombra acústica posterior y la aparición de calcificaciones periféricas (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011).
  - Mionecrosis cálcica. Es una masa calcificada con un núcleo líquido que contiene músculo necrótico, fibrina, colesterol y un trombo, y que se visualiza ecográficamente como una amplia masa hiperecoica con sombra posterior (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011).
- Trastornos neuromusculares. La sustitución de las células musculares por células de tejido conjuntivo y grasa producida en patologías como la distrofia de Duchenne provoca que la imagen ecográfica de éste se muestre con un patrón difuso hiperecogénico, con múltiples sombras acústicas y cierta pérdida de la visibilidad del perimio debido al aumento de las interfases por la acumulación de grasa, la fibrosis y la inflamación. En las neuropatías periféricas el uso del ultrasonido puede detectar la atrofia muscular producida por esta al valorar el tamaño del vientre muscular y mostrar una ecotextura muscular hiperecogénica (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011).



- Tumores. Entre los que encontramos:
  - Hemangioma intramuscular. Debido a la multitud de tejidos que lo pueden formar, la ecografía muestra una masa heterogénea dentro del músculo con múltiples canales vasculares vistos por técnicas Doppler y en donde, en el 50% de los casos, aparecen puntos hiperecogénicos con sombra posterior dentro de las zonas hipoecogénicas que se corresponden con flebocitos (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011).
  - Lipoma y liposarcoma de asiento profundo. Los lipomas son generalmente masas de crecimiento lento que aparecen dentro de los músculos o entre ellos, y que aparecen ecográficamente como una masa ovoide indefinida, no compresible, sin vasos en su interior, y donde en su variedad circunscrita, su interior aparece casi isoecogénico en comparación con el músculo circundante por la presencia de músculo estriado, y en su variedad infiltrante aparece con una imagen más heterogénea por la sustitución de tejido muscular por grasa infiltrada. Mientras que los liposarcomas, en el subtipo más común que es el liposarcoma bien definido, son masas grandes bien definidas y lobuladas, de aspecto muy similar a los lipomas excepto por la presencia de tabiques, focos de ecotextura diferente a la grasa y vasos sanguíneos en su interior (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011).
  - Mixoma intramuscular. Es un tumor benigno de crecimiento lento que se muestra como una masa hipoecogénica bien delimitada, con la presencia de una zona hiperecogénica que corresponde a grasa rodeando el nódulo en sus polos (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011).
  - Desmoide. Tumor de partes blandas, agresivo y de crecimiento rápido, que muestra una ecogenicidad variable y de límites mal definidos, con una imagen que puede ser hipovascular o hipervascular con el modo Doppler (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011).

En el tendón ayuda a encontrar:

- Calcificaciones. Se muestra como una línea hiperecoica con una sombra posterior (Rios, 2010).
- Tendinopatías. Se observa un aumento del grosor del tendón de forma focal o difusa, y un tejido del tendón heterogéneo, con pérdida del patrón fibrilar e hipoeoico que corresponde a la rotura de fibras de colágeno, hiper celularidad y zonas de degeneración mucoide, con un posible aumento de la vascularización en la zona del engrosamiento visualizado mediante el uso modo Power doppler con un patrón de baja resistencia (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011; Horcajadas & Rodríguez, 2011; Rios, 2010).
- Paratendinitis. Se observa líquido hipoeoico rodeando el tendón, engrosamiento del paratendón e irregularidades en los bordes del tendón (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011).
- Tenosinovitis. Se muestra un tendón con un tejido engrosado, heterogéneo hipoeoico o anecoico y de bordes mal definidos posiblemente rodeado de una zona anecoica que corresponde al líquido inflamatorio dentro de la vaina sinovial, con una posible hiperplasia vascular vista con el Power-Doppler (Horcajadas & Rodríguez, 2011; Rios, 2010).
- Desgarros del tendón. Las roturas parciales pueden ser en sentido longitudinal o transversal al trayecto del tendón y se visualizarán como una interrupción en las fibras del tendón con una zona anecoica y sin retracción en el tendón. En el caso de una rotura total la interrupción de las fibras del tendón es total, con retracción de los bordes y la aparición de un hematoma hipoeoico o anecoico, además se puede producir una sombra acústica posterior al muñón roto por la refracción del haz de sonido en el borde deshilachado. Y en la entesis se suele mostrar una pérdida de ecogenicidad e incluso calcificaciones (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011; Horcajadas & Rodríguez, 2011; Rios, 2010). En los tendones con vaina, la visualización de la rotura tendinosa puede ser complicada, y se mejora con una suave movilización del tendón (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011).

- Luxación del tendón. Las exploraciones dinámicas del tendón pueden mostrar como este sufre un desplazamiento fuera del canal óseo por el que discurre o se observa la rotura de un retináculo o de las poleas de antebrazos, dedos o tobillo, o de ligamentos (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011; Horcajadas & Rodríguez, 2011). También pueden aparecer otros hallazgos como derrames peritendinosos hipoecoicos o lesiones en la sustancia tendinosa por la fricción producida por el roce (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011).
- En las entesopatías se mostrará un aumento del grosor del tendón con pérdida de la ecogenicidad, además de poder aparecer erosiones en la cortical ósea, zonas hipoecoicas que corresponden con microroturas o zonas hiperecoicas que corresponden con calcificaciones o fibrosis (Rios, 2010).
- Gangliones intratendinosos. Se muestran como un quiste fusiforme o lobulado con refuerzo acústico posterior, que aparece dentro del cuerpo del tendón el cual se visualiza engrosado (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011).
- Gangliones de la vaina tendinosa. Son masas hipoecoicas que se inician en la capa visceral de la vaina tendinosa y que ocupan parte del espacio tenosinovial (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011).
- Tumor de células gigantes de la vaina tendinosa. Es un tumor benigno de crecimiento lento que surge de la membrana sinovial de las vainas tendinosas, y que se muestra ecográficamente como una masa bien definida de aspecto hipoecoico que rodea el tendón y que no se desliza junto con el mismo (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011).

#### 1.4.4.3.11 Elastografía

El modo B del ecógrafo es muy útil para visualizar algunos tipos de lesiones, pero es incapaz de distinguir lesiones de carácter isoecoico con el tejido de alrededor, lesiones que en cambio poseen mayor rigidez como algunos tumores o la cirrosis hepática (Szabo, 2013). La palpación puede ayudar en ese aspecto. La palpación es una técnica exploratoria, que se comprende dentro de las exploraciones físicas, y que busca hallar diferencias de rigidez entre tejidos

normales y patológicos (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011). Ejemplos como el de las masas cancerosas, que poseen una mayor rigidez que el tejido que las rodea son un buen ejemplo del objetivo de buscar tejidos de mayor rigidez mediante la palpación (Garra, 2015; Gkali et al., 2015). Gracias a la exploración manual se consiguen obtener datos de la dureza de los tejidos estudiados y de los tejidos que lo rodean, pero en ocasiones las lesiones están en una zona profunda a la que la exploración manual no puede llegar o son de un tamaño tan pequeño que dificultan su localización (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011; Horcajadas & Rodríguez, 2011). Además, características como la pericia y la habilidad del examinador pueden determinar el resultado de la exploración. Técnicas de imagen como la ecografía, la RM o la TC han intentado suplir a la palpación en la detección de esos tejidos y para determinar el tamaño de los órganos, pero a veces se han demostrado como insuficientes (Garra, 2015).

Las técnicas de ecografía se han empleado para examinar la rigidez de los tejidos mediante el empleo de dos técnicas (Garra, 2015):

- Compresión de la lesión. Para el uso de esta técnica se localiza mediante el modo B del ecógrafo el tejido a estudiar y se aplica una compresión de los tejidos con el transductor. Seguidamente se examina la compresión que sufre el tejido estudiado y se compara con los tejidos de alrededor para evaluar su dureza, permitiendo, por ejemplo, el comparar con éxito lesiones cancerosas de benignas. Por norma general se entiende que los tejidos más duros, ante una compresión, se deslizan hacia abajo sin modificar prácticamente su forma, mientras que los tejidos blandos se comprimen como una esponja. Este método es subjetivo y no permite evaluar lesiones isoecoicas.
- Ecopalpación. La técnica se emplea de forma similar a la anterior, excepto que la compresión del tejido se realiza mediante un dedo o un aplicador en el transductor.

Una evolución de estas técnicas ha desembocado en la elastografía, la cual es una técnica que facilita la detección de tejidos con mayor rigidez, los diferencia del resto y ayuda a la cuantificación de esa rigidez mediante el estudio

del desplazamiento o la elasticidad de estos tejidos al aplicar una fuerza externa (Garra, 2015; Horcajadas & Rodríguez, 2011).

Las propiedades elásticas de los tejidos ya se empezaron a estudiar en el año 1951, cuando Oestreicher y col. (Oestreicher, 1951) desarrollaron varios modelos matemáticos para estudiar el modo en que las energías vibratorias se transfieren a y por un medio que posee propiedades elásticas, viscosas y de relajación como los tejidos humanos, siendo de los primeros artículos que mencionan que la energía se transfiere por dichos tejidos en forma de ondas de compresión y ondas de cizalla. Posteriormente, en el año 1952, Von Gierke y col. (Gierke, Oestreicher, Franke, Parrack, & Wittern, 1952), mediante el uso de luz estroboscópica y fotografías, estudiaron patrones del desplazamiento en la superficie corporal de ondas generadas mediante campos sonoros o vibraciones mecánicas, obteniendo su longitud de onda y su velocidad de propagación, y formulando una teoría que explicaba el incremento de la impedancia de los tejidos con el aumento de la frecuencia de la onda. El potencial de la elastografía como medio para estudiar la elasticidad de los tejidos se empezó a estudiar en los años 80, cuando Wilson y Robinson (Wilson & Robinson, 1982) emplearon los datos obtenidos mediante el modo M de un ecógrafo para estudiar el movimiento de los tejidos y obtener datos de la rigidez de estos, concretamente emplearon los pequeños desplazamientos provocados por las pulsaciones de la aorta y las variaciones en el diámetro de los vasos para para medir los pequeños desplazamientos producidos en el hígado. Posteriormente Dickinson y Hill en el año 1982, y posteriormente Tristan y col. en los años 1986 y 1988, desarrollaron varios experimentos para poder distinguir hígados normales de hígados cancerosos mediante el análisis de varias medidas del hígado obtenidas de forma sucesiva mediante el modo A de un ecógrafo, y donde comparaban entre varias mediciones las variaciones en la amplitud y la frecuencia del movimiento del tejido provocadas por los movimientos cardíacos (Gao, Parker, Lerner, & Levinson, 1996). Casi al mismo tiempo, en el año 1987, un grupo de investigadores de la universidad de Rochester (Lerner, Parker, Holen, Gramiak, & Waag, 1988) crearon un método llamado sonoelastografía, y cuyo objetivo era la visualización de tejidos de mayor rigidez que el medio que los rodeaba, y que se basaba en el uso de un modo Doppler color modificado para visualizar y

evaluar el desplazamiento de los tejidos, y que permitía visualizar tejidos más rígidos de un color oscuro enmarcados en un color verde que representaban los tejidos que estaban en movimiento al aplicar una vibración externa. Una evolución de esta técnica sería la sonoelastografía por interferencia de patrones (Crawling Waves), que emplea como medio para el estímulo de los tejidos, el uso de dos fuentes de vibración externa operando a una frecuencia ligeramente distinta. Posteriormente Ophir y Céspedes en el año 1991 desarrollaron la técnica conocida como elastografía de deformación (Strain elastography), que permite visualizar la rigidez de los tejidos gracias a la aplicación de una compresión externa. A esta técnica a la que seguiría en el tiempo la elastografía por ondas de cizalla (Shear Wave elastography), que permite obtener los valores de los módulos elásticos y de cizalla de los tejidos, mucho más cuantificables que los valores de rigidez relativa obtenidos con los anteriores métodos, gracias a la medición de la velocidad con la que atraviesan los tejidos unas ondas de cizallamiento (Garra, 2015). Nuevas técnicas se han ido añadiendo a éstas, como la elastografía por imagen de cizalla supersónica o la elastografía por fuerza de radiación de ultrasonido modulada espacialmente.

Básicamente un proceso de elastografía se basa en tres pasos (Faruk, Islam, Arefin, & Haq, 2015):

- Se aplica un pequeño estímulo, bien una compresión o una vibración externa, al tejido a analizar.
- Se analiza el desplazamiento que se produce en el tejido mediante una técnica de visualización de imágenes no invasiva como la ecografía, la RM o la TC.
- Se calcula la rigidez o el módulo elástico del tejido estudiado en función a ese desplazamiento.

Este proceso ha dado lugar a una serie de técnicas (Garra, 2015):

- Técnicas que emplean una compresión de los tejidos, denominadas técnicas “estáticas” o “semiestáticas”. Dentro de estas técnicas se encuentran la:
  - Elastografía de deformación (strain elastography).
  - Elastografía mediante Radiación Acústica por Impulso de Fuerza.

- Técnicas que emplean el uso del estudio de cómo las ondas se transmiten por los tejidos, denominadas “dinámicas”. Dentro de estas técnicas se encuentran la:
  - Sonoelasticidad.
  - Elastografía por interferencia de patrones (crawling waves elastography).
  - Elastografía por ondas de cizalla (shear wave elastography).
  - Elastografía de transición (transient elastography)
  - Elastografía por imagen de cizalla supersónica (supersonic shear imaging)
  - Elastografía por fuerza de radiación de ultrasonido modulada espacialmente (SMURF)

La elastografía abre un campo muy interesante que está aportando numerosas contribuciones en campos como el diagnóstico en mama, tiroides, próstata o hígado. En el campo del aparato musculoesquelético la elastografía está realizando contribuciones importantes en la valoración de patologías musculoesqueléticas como las tendinopatías, con la característica especial de que la patología en la mayoría de órganos produce un aumento de la rigidez, mientras en el aparato musculoesquelético suele provocar una pérdida de su rigidez natural (Barr, 2014). Dentro de los estudios que se están realizando en el campo musculoesquelético usando la elastografía se pueden encontrar:

- En la patología de la fascitis plantar, el uso de la elastografía ha mostrado una reducción de la rigidez en la fascia en comparación con la fascia plantar de sujetos sanos. Además esta reducción de la rigidez aparecía incluso antes de que aparecieran cambios ecográficos visualizados mediante imágenes en modo B, aunque sí estaba presente la clínica de la fascitis plantar (S. J. Kim, Park, & Lee, 2016; C.-H. Wu, Chen, Park, Wang, & Lew, 2012).
- En el estudio de los tendones, el estudio del tendón de Aquiles mediante elastografía ha mostrado un tendón que suele visualizarse o bien como una estructura rígida homogénea o, en un 60% de los casos, como una estructura heterogénea blanda (en bandas longitudinales o focos) que no se correspondían con ninguna imagen

obtenida mediante ecografía o Doppler. Mientras que, al comparar tendones asintomáticos y sintomáticos, estos últimos mostraban una reducción de la rigidez en comparación con los tendones asintomáticos. Esto podría apoyar la teoría de que la elastografía puede proporcionar cambios en la degeneración del tendón antes que la visualización en modo B (S. J. Kim et al., 2016). En otros estudios se han encontrado zonas de menor rigidez en el tendón que se correspondían con visualizaciones hipoecoicas en las imágenes en modo B, todo ello en tendones asintomáticos. Esto apoyaría la teoría de que la elastografía permite observar alteraciones en el tendón antes que aparezcan los primeros síntomas clínicos. La epicondilitis también ha sido estudiada mediante elastografía, mostrando también una reducción en la rigidez del tendón de los músculos extensores que se correspondía con las imágenes obtenidas usando el modo B del ecógrafo y la clínica, aunque la elastografía proporcionaba unos valores de sensibilidad, especificidad y precisión mayores a los obtenidos mediante el modo B de la ecografía (C.-H. Wu et al., 2012).

- En la tortícolis congénita el uso del modo B del ecógrafo muestra un engrosamiento focal o difuso localizado en las dos terceras partes del músculo esternocleidomastoideo provocado por lesiones hiperecoicas o de ecogenicidad heterogénea de distintos tamaños. El uso de la elastografía puede ayudar a la ecografía en modo B al mostrar un aumento de la rigidez en la zona del engrosamiento del músculo (S. J. Kim et al., 2016).
- En el caso de los tumores de tejidos blandos, las lesiones malignas suelen mostrar una mayor rigidez a las lesiones benignas, y en concreto pueden observarse distintas presentaciones (S. J. Kim et al., 2016):
  - Los tumores malignos se muestran mediante elastografía como lesiones de mayor rigidez al tejido circundante
  - Los lipomas pueden visualizarse como estructuras que pueden variar en rigidez desde lo blando hasta lo rígido.



- Los tumores de vasos sanguíneos y los tumores neurogénicos se visualizan como estructuras que puede oscilar desde lo blando a una dureza intermedia.
- En el campo de la fuerza muscular se han desarrollado investigaciones para medir la rigidez muscular y relacionar ésta con los cambios de fuerza ocurridos en contracciones isométricas y en el estiramiento pasivo (Hug, Tucker, Gennisson, Tanter, & Nordez, 2015).
- En el caso de lesiones musculares y neurogénicas, la elastografía se ha usado para medir los cambios producidos en la rigidez muscular provocados por la progresión y el tratamiento de dichas lesiones (Hug et al., 2015), relacionando estas lesiones con un aumento de la rigidez (Low, Kruse, & Lomas, 2016).
- En la miositis el uso de la elastografía es capaz de detectar una reducción en la rigidez muscular en comparación con un músculo normal (Low et al., 2016), aunque también hay estudios que mencionan tanto una reducción de la rigidez del músculo provocada por la infiltración grasa como a un aumento de la rigidez provocada por la fibrosis (Drakonaki, Allen, & Wilson, 2012).
- La edad también provoca cambios mecánicos en el músculo que pueden ser visualizados mediante elastografía, mostrando cambios, no tanto en la rigidez del músculo y sí en la estructura muscular entre niños y personas adultas comprendidos entre los 20 y los 59 años (los cuales poseían una estructura muscular similar). Los estudios mediante elastografía no han encontrado cambios en la estructura muscular entre personas comprendidas entre los 50 y los 70 años (Debernard, Robert, Charleux, & Bensamoun, 2011).

La **elastografía de deformación** (strain elastography) se basa en asumir que los tejidos con una mayor dureza se comprimirán menos al aplicarles una fuerza externa que los tejidos con menor dureza. Esto se puede entender si pensamos en varios muelles de la misma dureza y longitud, que representarían a los tejidos, unidos en forma de cascada unos con otros. Ante la aplicación de una fuerza en el eje longitudinal en el primer muelle, todos se deformarían de forma similar (Fig. 8.a). Por el contrario, si sustituimos uno de esos muelles por

otro con una mayor dureza y volvemos a aplicar la misma fuerza, éste se deformará menos que el resto de los muelles, que además se comprimirán más que en el primer supuesto (Fig. 8.b) (Ophir, Céspedes, Ponnekanti, Yazdi, & Li, 1991).

En la elastografía con compresión se obtiene una imagen de la zona mediante el uso de ecografía, y posteriormente se aplica una ligera compresión axial de unos milímetros con el transductor (el grado de esta compresión varía entre los distintos fabricantes de aparatos de ecografía) (Barr, 2014; Garra, 2015; Klauser et al., 2014), o se confía en la compresión de los tejidos producida por movimientos naturales como la respiración o el latido del corazón (Barr, 2014; Faruk et al., 2015; Zaleska-Dorobisz, Kaczorowski, Pawluś, Puchalska, & Inglot, 2014). Del estudio comparativo de las imágenes pre y post compresión se obtiene la elasticidad de los tejidos, asumiendo que los tejidos más duros se comprimen menos. A la imagen obtenida de la comparación de las dos imágenes previas, llamada elastograma de compresión, se le aplica una escala de colores, lo cual crea un mapa de rigideces relativas, que oscila desde los colores azules que representan los tejidos más rígidos, hasta los colores rojos que representan los tejidos más blandos, pasando por los colores amarillo y verde que representan tejidos de elasticidad media (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011; Garra, 2015; Horcajadas & Rodríguez, 2011; Klauser et al., 2014), aunque esta escala de colores puede variar en función del fabricante del aparato de US (Fig. 9). El elastograma también puede mostrarse como una imagen en escala de grises, donde el negro es usualmente usado para mostrar la zonas de mayor rigidez y el blanco para las de menor rigidez (Garra, 2015). Además muchos aparatos de ultrasonido muestran un indicador visual de la presión ejercida para ayudar a que ésta sea la correcta (Barr, 2014; Klauser et al., 2014).

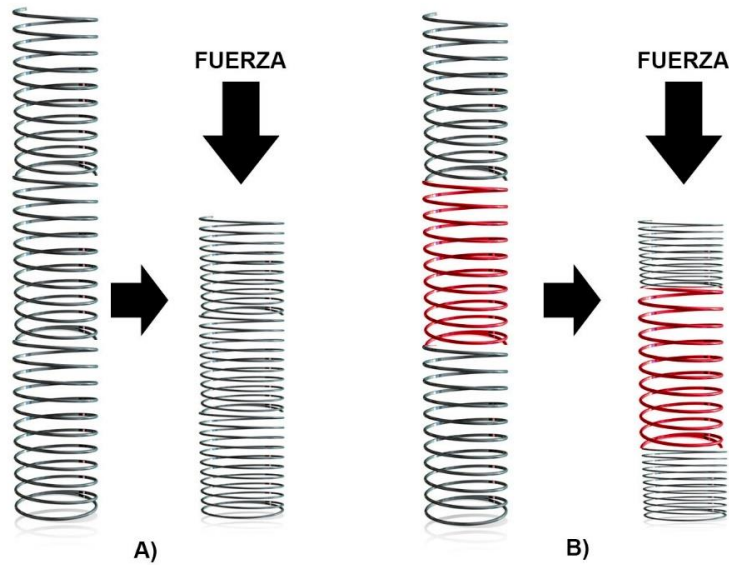


Figura 8. Ejemplo de elastografía de compresión usando muelles de modelo.

Para evaluar la rigidez de los tejidos mediante el elastograma que usa el mapa de colores suele emplearse la escala de Tsukuba (Fig. 10). Esta escala consiste en cinco grados, que suelen aplicarse a las lesiones hipoeoicas estudiadas (Itoh et al., 2006) y que están relacionados con la malignidad de la lesión. Valores comprendidos entre 1 y 3 se consideran benignos, mientras que valores comprendidos entre 4 y 5 se consideran malignos (Gkali et al., 2015).

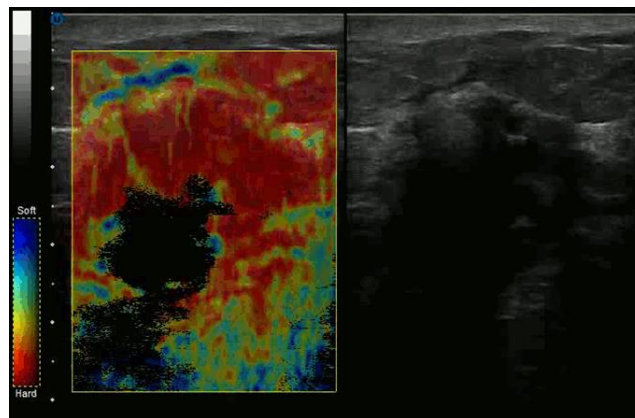


Figura 9. Elastografía de compresión donde se muestra una zona de mayor rigidez. (Imagen con licencia libre Creative Commons)






	Puntuación	Patrón
	Grado 1	Se visualiza la zona de la lesión hipoecoica de una elasticidad homogénea y poco rígida.
	Grado 2	Se visualiza la zona de la lesión de una buena elasticidad, con inclusiones en mosaico rígidas.
	Grado 3	Se visualiza una zona de buena elasticidad en la periferia de la lesión con un núcleo rígido.
	Grado 4	Se visualiza rigidez en toda la lesión.
	Grado 5	Se visualiza rigidez en toda la lesión y en la periferia de la misma.

Figura 10. Escala Tsukuba para valorar la malignidad de una lesión.

A esta técnica también se la llama elastografía semicuantitativa, pues, aunque permite una visualización mediante un mapa de colores de las rigideces relativas, es difícil trasladar esos datos a cifras cuantificables, sobre todo al generalmente conocido como módulo de Young o módulo elástico, que indica el grado de rigidez de los tejidos. Se han realizado progresos colocando un sensor de presión en el transductor del ecógrafo, lo que ha permitido obtener valores aproximados del módulo de Young gracias a los valores obtenidos del sensor de presión y del elastograma de deformación y a la fórmula:  $E = \sigma/\varepsilon$  (representando  $E$  el módulo de Young,  $\sigma$  la compresión y  $\varepsilon$  el desplazamiento de los tejidos) . Otra forma de extraer datos cuantificables ha sido medir la ratio de deformación al comparar la deformación de dos zonas de interés (conocidas como ROIs por la abreviatura de su definición en inglés “region of interest”) seleccionadas

manualmente, una de tejido más rígido y la otra de tejido de una zona que se considere “normal”. Este método ha obtenido buenos resultados en el diagnóstico del cáncer, aunque diversos estudios han demostrado que puede ofrecer un valor poco fiable debido a factores como la elección de la ROI para calcular la ratio de deformación o a elastogramas de baja calidad. Debido a esto, la elastografía de deformación es muy útil a la hora de visualizar masas de mayor rigidez que el tejido circundante, pero no para visualizar anomalías de carácter más difuso, las cuales se muestran de un color homogéneo (Garra, 2015; Gkali et al., 2015).

Aunque la técnica puede parecer “fácil” a simple vista, requiere de un proceso para conseguir un elastograma de buena calidad. Garra (Garra, 2015) recomienda en su trabajo los siguientes consejos:

- Apoyar el antebrazo que sujeta el transductor para que pueda ejercer una compresión sin movimientos laterales y a una velocidad constante.
- Asegurarse que al iniciar la exploración el transductor no esté realizando ninguna compresión sobre la piel.
- Usar un gel fino, pues algunos geles gruesos tienen mayor rigidez y pueden ocasionar una rigidez al iniciar el proceso que se debe evitar.
- Encontrar la compresión justa que el sistema que estemos utilizando necesite para obtener los mejores elastogramas.
- Prestar atención al proceso tanto en la compresión como en la relajación, pues en ambos momentos se pueden obtener elastogramas.
- Estar atento al modo B del ecógrafo durante el proceso para detectar movimientos laterales que empeoren la calidad del elastograma.

También se debe procurar el mantener el transductor perpendicular a la zona a explorar (Klauser et al., 2014). Estos pasos pueden conseguir que se obtenga un elastograma de alta calidad. Por norma general, un elastograma de calidad se entiende como una imagen donde aparezca un alto contraste en la lesión (en caso de existir) y el fondo, mientras que un elastograma de baja calidad es en el que se visualizan numerosos focos con brillos altos y bajos, que indican una baja estimación del desplazamiento realizado (Garra, 2015). Para facilitar la tarea de distinguir entre un elastograma de alta y baja calidad muchos

aparatos de ecografía poseen un sistema basado en un algoritmo propio, que informa al operador si el elastograma obtenido es de baja o alta calidad (Barr, 2014; Garra, 2015). Otra de las limitaciones de esta técnica es el denominado efecto “cáscara de huevo”, que hace mención a la dificultad de comprimir tejidos blandos que se encuentran incluidos dentro de un tejido duro que no se puede comprimir, lo que limita la obtención de los valores de compresión del tejido blando (Klauser et al., 2014).

Esta tecnología se usa en mama, tiroides, musculoesquelético (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011; Garra, 2015; Horcajadas & Rodríguez, 2011) y cáncer de próstata (Barr, 2014).

La elastografía mediante **Radiación Acústica por Impulso de Fuerza**, más conocida como ARFI por la abreviatura de su nombre en inglés “acoustic radiation force impulse”, emplea la misma técnica usada en la elastografía de deformación excepto que la compresión se realiza mediante un pulso acústico que produce pequeños desplazamientos de los tejidos (entre 1 y 10  $\mu\text{m}$ ). Esto permite obtener una imagen virtual del desplazamiento de los tejidos ante ese impulso (Garra, 2015; Li et al., 2015) gracias a la emisión de pequeños pulsos cuyo ecos proporcionan la información necesaria para poder comparar el desplazamiento de los tejidos con la imagen inicial de referencia (Drakonaki et al., 2012). Esta técnica permite obtener elastogramas de gran calidad, pero está limitada a una profundidad de unos 6 cm, pues el pulso ARFI no es capaz de movilizar tejidos a una mayor profundidad (Garra, 2015).

La **sonoelasticidad**, también llamada **sonoelastografía por vibración** (Taylor, Porter, Rubens, & Parker, 2000) o simplemente sonoelastografía (Parker, Doyley, & Rubens, 2011), se basa en los estudios de Lerner y col. del año 1987 (Lerner et al., 1988). Para ello empleaban una fuente externa de vibración, que emitía a una frecuencia comprendida entre los 20 y los 1000 Hz, sobre los tejidos a estudiar y que provocaba una respuesta en los tejidos internos (Szabo, 2013). Un aumento de la rigidez dentro de tejidos de menor rigidez era visualizada mediante los algoritmos usados en el modo Doppler del ecógrafo empleado para visualizar el flujo sanguíneo, obteniéndose una imagen a tiempo real de la distribución de la vibración por los tejidos (Parker et al., 2011). Para obtener las primeras imágenes mediante esta técnica se empleó un fantoma de

esponja con una inclusión de mayor rigidez de silicona. La imagen obtenida en modo B del fantoma revelaba una zona hipoecoica que correspondía con la inclusión más rígida, y el estudio mediante la técnica de sonoelasticidad mostraba una imagen en forma de bloques dibujados en escala de grises, donde los bloques negros representaban una inclusión rígida, que correspondía a un descenso de la vibración del tejido debido a una mayor dureza de este, envuelta en un entorno de bloques de tonos más claros (Lerner et al., 1988). En 1990, un grupo de investigadores de la universidad de Rochester crearon un aparato de modo Doppler mediante el cual la imagen obtenida a tiempo real era de mayor calidad, y donde la vibración por encima de cierto umbral producía un color rojo saturado. Trabajos posteriores realizados entre los años 1988 y 1994 usando la sonoelastografía para estudiar las propiedades elásticas de los tejidos en fantomas, hígado, mama, riñón y tejidos ex vivos como el cáncer de próstata, realizados por diversos autores afianzaron el hecho de que el modo Doppler convencional era una herramienta útil para la detección y el análisis de pequeñas zonas de mayor rigidez, y que además poseía una mayor sensibilidad que el modo B del ecógrafo para detectar esas zonas (Parker et al., 2011). Como resultado esta técnica es actualmente compatible con la mayoría de los ecógrafos con modo Doppler color (Parker et al., 2011), donde se suele obtener una imagen en escala de grises del tejido estudiado con un mapa de brillos de verde superpuesto, donde los colores verdes brillantes reflejarían zonas de alta elasticidad y donde no aparece verde en zonas de alta rigidez (Szabo, 2013). El problema de esta técnica es que necesita una fuente de vibración externa y que es una técnica básicamente cualitativa, que solo proporciona un mapa sobre el tejido de rigideces relativas (Parker et al., 2011).

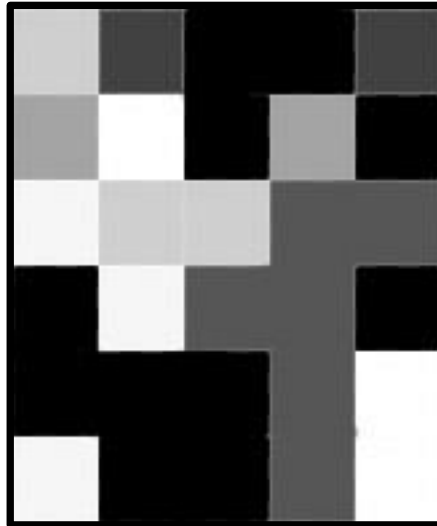


Figura 11. Primera imagen de sonoelasticidad obtenida por Lerner y col. en la que se “aprecia” un “tumor” en un fantoma representado por los cuadros negros. (Imagen adaptada de Lerner y col. (1988). *Sonoelasticity images derived from ultrasound signals in mechanically vibrated targets*)

La **elastografía por interferencia de patrones** (crawling wave elastography) fue propuesta por Wu y col. en el año 2004 (Z. Wu, Taylor, Rubens, & Parker, 2004) desarrollando la teoría original la de la sonoelasticidad propuesta por Lerner y col.. Para realizar su experimento usaron dos fantomas, uno que poseía dos capas de distinta y rigidez y otro que poseía una inclusión esférica de mayor rigidez en su interior. A esos dos fantomas se les aplicaba una vibración exterior mediante dos fuentes de vibración piezoeléctricas y enfrentadas entre sí, que aplicaban una frecuencia de baja intensidad ligeramente desfasada una de otra (300 y 300.2 Hz). La interacción de las dos ondas enfrentadas creaba un patrón de interferencia que era visualizada en tiempo real, mediante la técnica Doppler color de un ecógrafo, en forma de barras brillantes y oscuras (verdes y negras) (Fig. 12). Esas “barras” representaban la longitud de onda del patrón de interferencia, y se visualizaba en forma de una “barra” brillante de mayor longitud en las zonas de menor rigidez en comparación con las zonas más rígidas. Las imágenes obtenidas eran posteriormente procesadas para obtener la frecuencia espacial de una zona fijada, y mediante el uso de técnicas de inversión de movimiento de ondas se obtenía la velocidad de propagación de las ondas de cizalla, y a través de ella el módulo de elasticidad del material. Mediante el procesado se obtenía una imagen de barras brillantes



donde se había eliminado la información de amplitud y el brillo representaba la velocidad del patrón de interferencia (que es inversamente proporcional a la frecuencia espacial). Este procesado se ha simplificado en estudios posteriores con el desarrollo de nuevos algoritmos para extraer la velocidad de propagación de las ondas de cizalla a partir de las sucesivas imágenes obtenidas con la variación en la longitud de onda del patrón de interferencia, que buscan dibujar mejor las propiedades viscoelásticas de los tejidos humanos (Hoyt, Kneezel, Castaneda, & Parker, 2008; Partin, Hah, Barry, Rubens, & Parker, 2014) y usando herramientas como el software Matlab, con los que se obtiene un elastograma de las velocidades de las ondas de cizalla (Hoyt et al., 2008; Partin et al., 2014; Walsh et al., 2012). También se han desarrollado nuevas configuraciones donde las dos fuentes de vibración se colocan a ambos lados del transductor en vez de estar enfrentadas en ambas caras del objeto a estudiar, lo cual permite obtener mediciones de tejidos “en vivo” y no solo de muestras “ex vivo” (Hoyt et al., 2008; Partin et al., 2014). La elastografía por interferencia de patrones es una técnica cuantitativa que ha permitido el estudio de lesiones hepáticas “in vitro”, visualizar músculos “en vivo” y visualizar la próstata humana “ex vivo” (Parker et al., 2011).

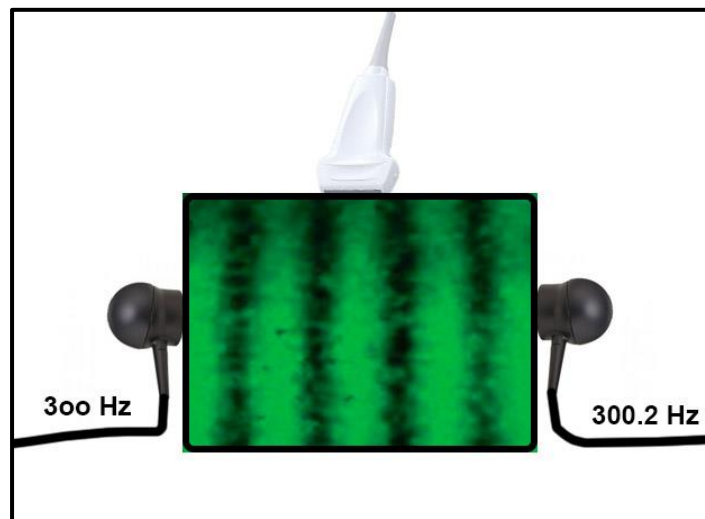


Figura 12. Ejemplo de elastografía por interferencia de patrones. (Imagen parcialmente adaptada de Walsh y col. (2012). *Quantitative Crawling Wave Sonoelastography of Benign and Malignant Thyroid Nodules*

La **elastografía por ondas de cizalla** (shear wave elastography) es la más usada de las técnicas de elastografía dinámica por su comodidad de uso al no requerir de una fuente de vibración externa (Garra, 2015), además es una técnica que ofrece datos cuantitativos como la velocidad de propagación de la onda de cizalla por los tejidos (medida en m/s) y el módulo de Young (medido en kPa) (Barr, 2014).

Las ondas de presión tienen la propiedad de que se transmiten por el medio de forma longitudinal, es decir mediante compresiones y expansiones del medio, que se producen en la misma dirección de propagación de la onda. Las ondas de cizalla, por el contrario, se transmiten por el medio produciendo movimientos de este en sentido perpendicular a la dirección de propagación de la onda. Ambas comparten la propiedad de que se desplazan con mayor velocidad conforme mayor rigidez tenga el material por el viajan, pero con la diferencia de que las ondas de cizalla se desplazan a mucha menor velocidad (generalmente entre 1-10 m/s en tejidos humanos) que las ondas de presión longitudinales (1500 m/s en tejidos humanos). Gracias a la baja velocidad de propagación de las ondas de cizalla, su desplazamiento puede ser fácilmente seguido con técnicas de imagen como la ecografía (Garra, 2015; Tang, Cloutier, Szeverenyi, & Sirlin, 2015). Estas ondas de cizalla pueden ser generadas de forma mecánica o en los márgenes de un pulso tipo ARFI (Garra, 2015; Klauser et al., 2014). En el caso de usar un generador mecánico, este produce ondas de cizalla gracias a vibraciones de menos de 1 kHz mediante un movimiento oscilatorio perpendicular al tejido (Klauser et al., 2014), mientras que en el caso de los pulsos ARFI es el transductor del ecógrafo el que genera un haz formado por una serie pulsos de ondas de compresión que provocan un desplazamiento de los tejidos. Esto crea unas ondas de cizalla en los márgenes del haz emitido que viajan alejándose de forma perpendicular a este (Garra, 2015), similar a como lo haría una piedra que golpea el agua de un estanque (el pulso ARFI) y provoca ondas en el agua (las ondas de cizalla) (Barr, 2014). Estas ondas de cizalla son detectadas por pulsos de seguimiento que emite el transductor de ultrasonidos y que detectan el desplazamiento que las ondas de cizalla provocan en los tejidos (Fig. 12). Esto permite calcular la velocidad a la que viajan las ondas de cizalla y calcular el módulo de Young del tejido por el que viajan gracias

a una simple fórmula:  $E = 3\rho V^2$ . Donde  $E$  equivale al módulo de Young,  $\rho$  a la densidad del tejido (generalmente tomada como 1.0) y  $V$  a la velocidad de las ondas de cizalla (Garra, 2015; Klauser et al., 2014). Como norma general, aunque los tejidos humanos no son completamente sólidos ni líquidos, para facilitar su análisis estos se asumen como elementos lineales, viscoelásticos, isotrópicos e incompresibles (Venkatesh & Ehman, 2015).

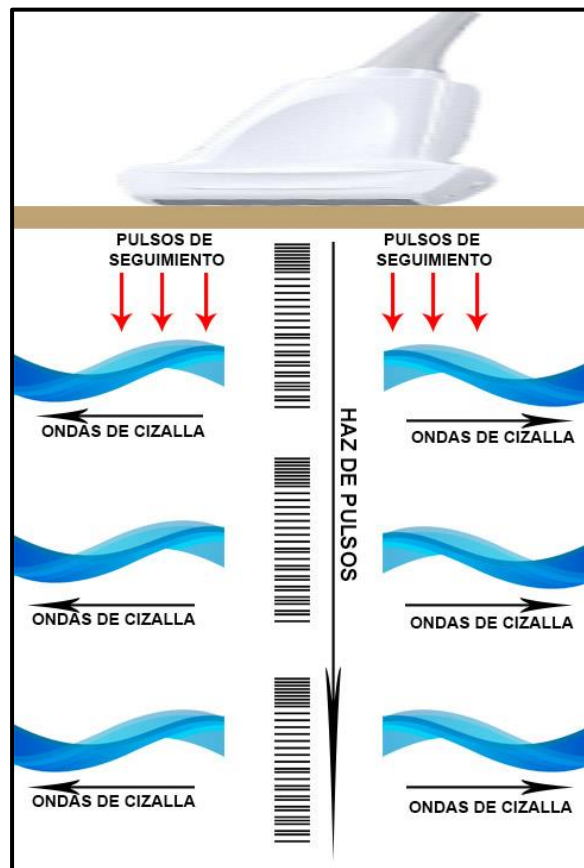


Figura 13. Mecanismo por el que se genera la imagen de la elastografía por ondas de cizalla. (Parcialmente adaptado de Garra. (2015). *Elastography: history, principles, and technique comparison*)

Esta técnica ofrece datos cuantitativos de la velocidad de propagación de las ondas de cizalla mediante una imagen del tejido en modo B sobre la que se superpone un mapa de colores y una barra de color lateral que sirve para asignar a cada color una la velocidad de la onda de cizalla. También se puede obtener la información específica de un punto concreto al seleccionarlo con el puntero

del ecógrafo, u obtener el módulo de Young o la velocidad media de una zona concreta al delimitarla con una ROI (Garra, 2015).

Existen algunos factores que pueden afectar a la obtención de la velocidad de las ondas de cizalla, aunque por aparatos de ecografía suelen alertar en caso de que eso suceda mediante avisos en la imagen obtenida o una segunda imagen que muestra las zonas de posibles estimaciones erróneas (Barr, 2014; Garra, 2015). Dentro de esos factores, se encuentran (Garra, 2015):

- La distancia desde el transductor hasta el tejido estudiado
- Demasiada precompresión aplicada a los tejidos
- Tejidos heterogéneos
- Demasiada atenuación en los tejidos que puede provocar ondas de cizalla demasiado débiles como para poder ser medidas.
- Algunas lesiones focales que arrojan valores de baja velocidad de propagación de las ondas cuando es claramente lo contrario. En este caso el origen del error todavía no se ha encontrado.

Esta técnica se ha empleado en la detección de lesiones malignas de mama (Barr, 2014; Li et al., 2015), fibrosis hepática, caracterización de nódulos tiroideos, cáncer de próstata (Barr, 2014).

Hasta ahora se ha hablado de la elastografía por ondas de cizalla usando el US como medio para visualizar el desplazamiento de los tejidos, pero el US también puede sustituirse con la RM para visualizar el movimiento de las ondas de cizalla. El sistema es similar al usado mediante el uso de ultrasonidos, pero la generación de ondas de cizalla sólo se realiza mediante un dispositivo mecánico, y no mediante ondas ARFI (Tang et al., 2015), que emite vibraciones no en forma de pulsos, como en el caso de la ecografía, sino de forma constante (Tang et al., 2015). Este dispositivo mecánico puede ser de tipo neumático, electromecánico o piezoeléctrico, y genera vibraciones a una frecuencia comprendida entre los 40-200 Hz (Venkatesh & Ehman, 2015) que se convierten en ondas de cizalla dentro del cuerpo gracias a un proceso denominado “conversión de modo” (Tang et al., 2015). La propagación de esas ondas de cizalla es seguida mediante técnicas de RM y procesadas para obtener una representación cuantitativa de la rigidez de los tejidos. Además, los elastogramas

obtenidos pueden ser en 2 o 3 dimensiones. Esta técnica suele emplearse con buenos resultados en órganos como hígado, páncreas, riñones, bazo o útero (Venkatesh & Ehman, 2015). Uno de los inconvenientes de esta técnica es una elevada duración para la adquisición de imágenes (alrededor de 15 minutos) (Parker et al., 2011).

La **elastografía de transición** (transient elastography), también conocido como elastografía por pulso unidimensional o Fibroscan, es una técnica derivada de la elastografía por ondas de cizalla que permite obtener los módulos de elasticidad de los tejidos estudiados (Garra, 2015), generalmente el hígado. Para ello un dispositivo colocado en el transductor de un US genera ondas de cizalla de corta duración (<30 ms) y a una frecuencia de 50 Hz (Tang et al., 2015), que se propagan por los tejidos alejándose de forma longitudinal al transductor, y cuya velocidad de propagación es cuantificada a medida que se alejan del transductor (Dhyani, Anvari, & Samir, 2015; Venkatesh & Ehman, 2015). Este seguimiento se realiza gracias a la emisión y recepción de ondas de ultrasonido de alta frecuencia (6 kHz) que detectan el desplazamiento de los tejidos provocado por las ondas de cizalla (Tang et al., 2015). La diferencia con la elastografía por ondas de cizalla es que la elastografía de transición no permite una visualización de los tejidos (Garra, 2015), aunque sí aporta gráficos de ecografía en modo A y en modo M para facilitar la localización del punto de medición (Tang et al., 2015). Gracias a esto se fija una zona que suele ser un cilindro de 1x4 cm fijado entre los 25 y los 75 mm de profundidad desde la superficie de la piel (Klauser et al., 2014; Venkatesh & Ehman, 2015), y de la que se obtiene una gráfica de la propagación y los valores de la velocidad de propagación de la onda de cizalla (Tang et al., 2015), y de donde se extraen los valores de elasticidad (módulo de Young) (Klauser et al., 2014; Tang et al., 2015; Venkatesh & Ehman, 2015). Este método tiene la ventaja de ser relativamente barato, portable, muy disponible y altamente validado (Tang et al., 2015), pero también posee ciertas limitaciones (Zaleska-Dorobisz et al., 2014):

- Capacidad de explorar sólo el bajo volumen del parénquima
- Debido a la ausencia de imagen ecográfica puede ser difícil guiar la medición y lo hace un método difícil de aprender

- En caso de obesidad, ascitis (Zaleska-Dorobisz et al., 2014) o espacio intercostal estrecho (Tang et al., 2015) la medición es complicada
- Falta de especificidad para la distinción de un nivel de fibrosis significativo

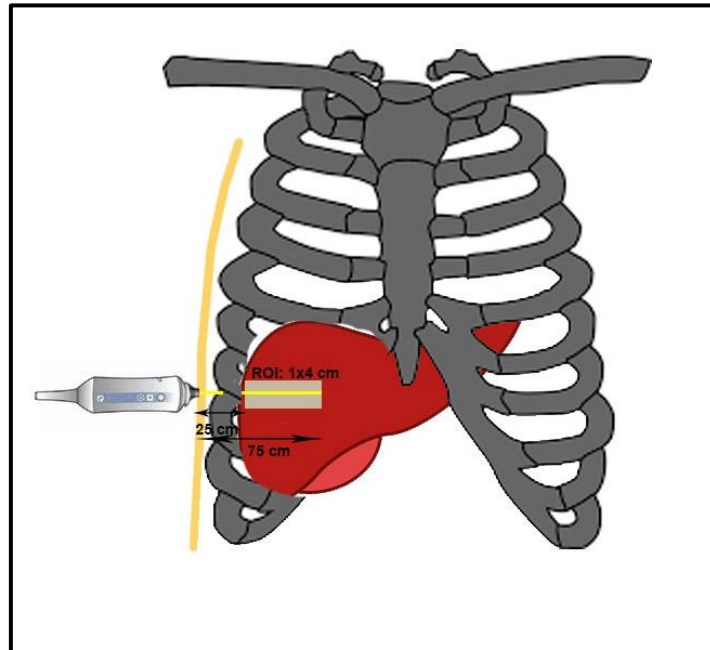


Figura 14. Aplicación de la elastografía de transición. El haz incide a través de las costillas en una Región de Interés (ROI) de 1x4 cm en el hígado a una profundidad fijada entre 25 y 75 cm

La **elastografía por imagen de cizalla supersónica** (supersonic shear imaging o SSI) fue desarrollada por Bercoff y col. en el año 2004 (Bercoff, Tanter, & Fink, 2004). Para ello emplearon un dispositivo que usa ondas ARFI para producir ondas de cizalla en los tejidos. Las ondas ARFI son emitidas a velocidad supersónica mientras se mueven a distinta profundidad, creando ondas de cizalla que se alejan en direcciones opuestas. La velocidad supersónica a la que se emite el pulso ARFI es superior a la velocidad de propagación de las ondas de cizalla creadas, lo que crea interferencias constructivas de las ondas de cizalla generadas. Gracias a esto se producen altos desplazamientos del medio en lo que se conoce como un cono Mach (Fig. 15). Finalmente, el desplazamiento de los tejidos es seguido gracias a un equipo de ultrasonidos capaz de captar 10000 imágenes por segundo, permitiendo obtener en menos de 30 ms un mapa cuantitativo del módulo elástico del tejido estudiado. Todo

esto se genera desde un mismo transductor que genera pulsos ARFI y pasa al modo “imagen” en momentos sucesivos en pocos milisegundos. Cada vez que se genera un pulso ARFI se pasa a un modo de captura de imágenes, y se generarán tantos pulsos ARFIs como profundidades se configurarán para que se realice el estudio (Fig. 16). Esta técnica se ha empleado para estudiar las propiedades viscoelásticas de las lesiones de mama, músculos e hígado (Parker et al., 2011).

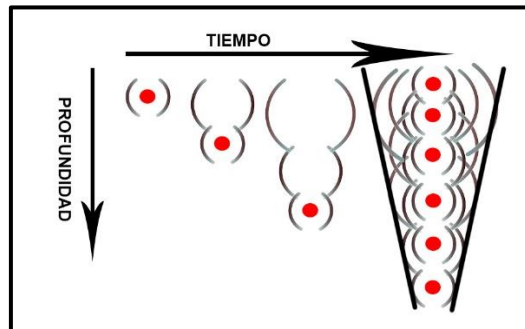


Figura 15. Forma en la que se crea el cono Mach en la elastografía por imagen de cizalla supersónica gracias a la amplificación en las ondas de cizalla producida por la superior velocidad de emisión del pulso supersónico. (Imagen parcialmente adaptada de Bercoff, Tanter, & Fink. (2004). *Supersonic Shear Imaging: A New Technique for Soft Tissue Elasticity Mapping*)

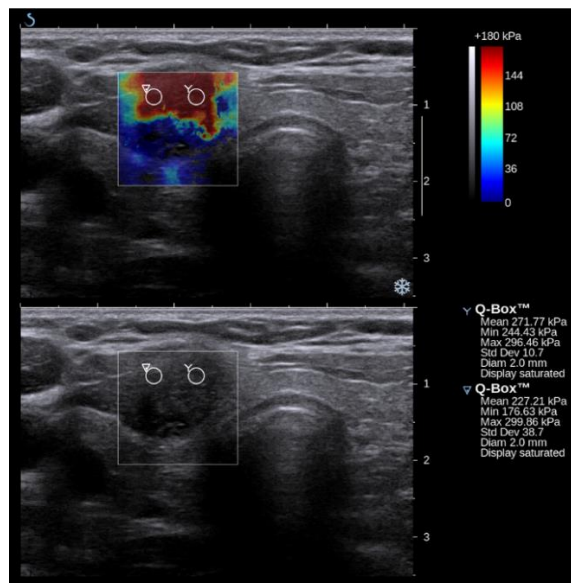


Figura 16. Visualización mediante elastografía por onda de cizalla supersónica de un carcinoma en la tiroides. (Imagen con licencia libre Creative Commons)

La **elastografía mediante fuerza de radiación de ultrasonido modulada espacialmente** (spatially modulated ultrasound radiation force o SMURF) fue diseñada por McAleavey y col. en el año 2007 (S. A. McAleavey, Menon, & Orszulak, 2007). Para ello emplearon un pulso ARFI como en la técnica de la elastografía por imagen de cizalla supersónica, pero en este caso, en vez de aplicarse sobre un solo punto, el pulso ARFI se aplica en dos o más puntos para conseguir una alteración en los tejidos que provoca ondas de cizalla, mientras que la captura de las imágenes del tejido se realiza desde otro punto distinto. Para iniciar el proceso se coloca un transductor en un punto, llamado zona de seguimiento, donde se capturarán imágenes en modo B del desplazamiento de los tejidos provocado por las ondas de cizalla. Para un sistema en que se apliquen dos pulsos ARFI, por ejemplo, se colocan dos generadores de pulsos ARFI a diferentes distancias del transductor de ultrasonidos. La distancia entre el transductor y el primer generador de pulsos se configura de tal manera que se obtenga la mayor variación de intensidad en la zona de seguimiento, y la distancia entre los dos focos de emisión de pulsos se configura de tal modo que el tiempo que tarda la propagación del segundo pulso ARFI en llegar a la zona de seguimiento sea mayor que la suma del tiempo de llegada del primer pulso ARFI a la zona de seguimiento más dos pulsos de seguimiento del transductor. El foco de profundidad del transductor y de los generadores de pulsos ARFI se configuran a la misma profundidad. En un primer momento, el transductor obtiene una imagen de referencia del tejido, y posteriormente se emiten dos pulsos ARFI consecutivos desde los dos diferentes generadores de pulso, y se empiezan a obtener imágenes de seguimiento del transductor. La velocidad de las diferentes ondas de cizalla creadas se calcula de la diferencia en la llegada de los diferentes pulsos a la única línea de medición que está escaneando el transductor (Fig. 17). Para ello se asume que la diferencia en la longitud de la trayectoria es igual al desplazamiento en las posiciones de los diferentes pulsos ARFI emitidos. Un segundo método de escaneo difiere del primero en que sólo se emite un pulso desde el primer punto de emisión de pulsos ARFI y seguidamente se obtienen 30 imágenes de seguimiento desde el transductor, para posteriormente emitir un segundo pulso



desde el segundo punto de emisión de pulsos y se vuelve a realizar la captura de 40 imágenes de seguimiento. Las imágenes de seguimiento son posteriormente analizadas para obtener los elastogramas de los módulos de elasticidad de los tejidos analizados (S. McAleavey, Menon, & Elegbe, 2009).

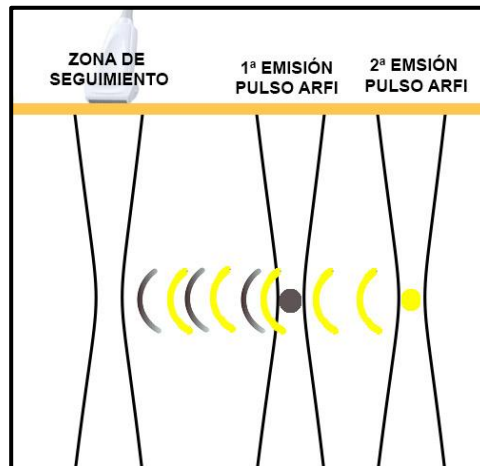


Figura 17. Ejemplo de producción de la imagen obtenida por elastografía mediante fuerza de radiación de ultrasonido modulada espacialmente, con un punto de seguimiento y la emisión de dos pulsos ARFI a distinta distancia.

Otras técnicas de elastografía que se han venido desarrollado son:

- La sonoelastografía endoscópica y la sonoelastografía rectal que ofrecen buenos resultados en la detección del cáncer de páncreas, enfermedades inflamatorias intestinales o la detección de malignidad en ganglios linfáticos (Zaleska-Dorobisz et al., 2014).
- La sonoelastografía intracavitaria para aplicaciones ginecológicas, que permite la detección de masas rígidas en el ovario o en el útero.
- La sonoelastografía intravascular, que permite detectar placas ateromatosas (Zaleska-Dorobisz et al., 2014).
- La elastografía tridimensional, que permite la visualización de la elasticidad de los tejidos y ha demostrado su utilidad en el diagnóstico de lesiones de la mama (Zaleska-Dorobisz et al., 2014), donde uno de los primeros trabajos analizando fue el realizado por Taylor y col. en el año 2000 (Taylor et al., 2000). En dicho trabajo se empleaba el método

de la sonoelasticidad para obtener un grupo de imágenes que eran almacenadas en un ordenador gracias a un transductor que fue unido a un dispositivo que permitía obtener imágenes paralelas entre sí de forma secuencial siguiendo un intervalo concreto. Posteriormente las imágenes eran procesadas mediante software para realzar el contraste y reconstruir la imagen tridimensional. Mediante este sistema examinaron un fantoma de una próstata con una inclusión rígida en su interior y una próstata ex vivo con cáncer, y se generaron imágenes tridimensionales de la inclusión rígida del fantoma y del cáncer presente en la próstata “ex vivo”.

- La elastografía de microscopía de fuerza atómica es capaz de detectar las propiedades mecánicas de una única célula, permitiéndole realizar contribuciones en los campos de la mecánica y la biología celular, aunque con limitaciones en el campo visual (Wang & Larin, 2015).
- Sonografía mediante el frémito vocal. Usando el modo Doppler o el power Doppler del ecógrafo se visualizan las vibraciones producidas por el sujeto al emitir un sonido como un tarareo y que son transmitidas a los tejidos desde la laringe. Los tejidos más rígidos aparecerán como una zona oscura rodeada de color. Este método puede tener problemas de consistencia debido a las diferencias en el tono y la intensidad del sonido emitido y por la atenuación de las vibraciones en los tejidos (Garra, 2015). Este método se ha empleado con éxitos en varios estudios (M. J. Kim et al., 2006; Yildiz et al., 2014), donde empleaban esta técnica para visualizar lesiones en la mama (Fig. 18). Estos últimos estudios se basan en los estudios que publicó Stavros (Stavros, 2004), donde se propone que el uso del power Doppler es más efectivo que el Doppler color para visualizar lesiones usando vibraciones acústicas. Estos estudios demostraban que la combinación del Power Doppler y una vibración transmitida a los tejidos era eficaz para visualizar tejidos más sólidos que el resto, con propiedades tisulares distintas y que respondían de distinta forma a la vibración en comparación con los tejidos circundantes.

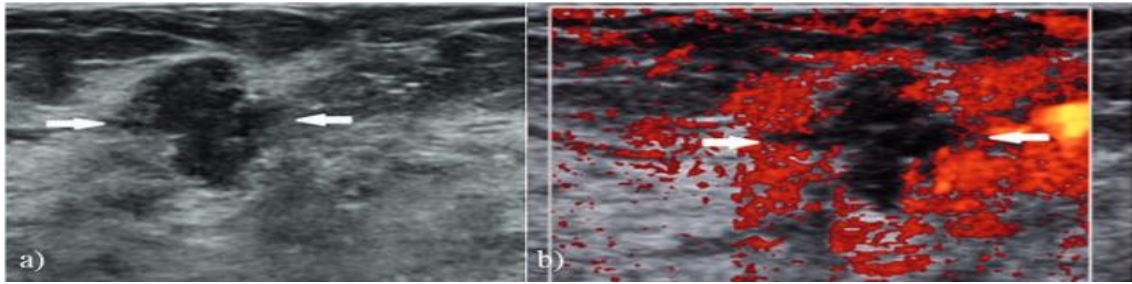


Figura 18. Ejemplo de elastografía mediante el frémito vocal, donde se observa como un fibroadenoma no vibra igual que el resto del tejido. (Imagen extraída de Yildiz, y col. (2014). *The effectiveness of power Doppler vocal fremitus imaging in the diagnosis of breast hamartoma*)

- La elastografía de coherencia óptica es una técnica que se sitúa entre la elastografía de microscopía de fuerza atómica (las células) y la elastografía mediante US o RM (los órganos). La elastografía de coherencia óptica aporta imágenes tridimensionales, de mayor resolución que el US o la RM, pues la resolución de imagen se obtiene en micrómetros, pero con un campo de visión menor que está en la escala de los milímetros, lo que dificulta su uso en campos como el de la patología musculoesquelética. Para la obtención de los elastogramas se emplea algún tipo de estímulo interno o externo para producir una compresión de los tejidos, deformación de los tejidos que es valorada mediante técnicas de tomografía de coherencia óptica. Gracias a ello esta técnica permite la visualización a nivel microscópico de tejidos como la córnea, tumores en tejidos blandos, paredes arteriales, músculos, piel, células o el cristalino, y con una alta sensibilidad al desplazamiento de los tejidos medida en submicrómetros (Wang & Larin, 2015).
- Elastografía de imágenes de movimiento armónico. Mediante la emisión de ultrasonidos a baja frecuencia (10-300 Hz) se produce una estimulación de los tejidos produciendo un movimiento que es seguido mediante un transductor colocado en el mismo aplicador que realiza la emisión del ultrasonido de baja frecuencia. Este sistema se emplea sobre todo para monitorizar la aplicación de la terapia de ultrasonido enfocado de alta intensidad (Sarvazyan et al., 2011).
- Vibro-acustografía. Mediante la emisión de dos ultrasonidos que emiten a frecuencias ligeramente distintas en un mismo punto se

consigue una vibración de dicho tejido llamada respuesta acústica y que es grabada mediante un hidrófono. Esta respuesta acústica es posteriormente procesada por ordenador y se genera una imagen de la zona estudiada asignando el brillo de cada pixel a la amplitud de la respuesta acústica proporcionada por el tejido. La vibro-acustografía se ha empleado para visualizar lesiones en la mama, próstata, tiroides, hígado, arterias y huesos (Sarvazyan et al., 2011).

- Vibrometría ultrasónica por dispersión de ondas de cizalla. Para la realización de esta técnica se empleaban, o bien dos transductores de ultrasonidos, donde uno de ellos era estático y generaba ondas de cizalla en los tejidos gracias a la emisión de pulsos de ultrasonidos y el otro transductor se movía y obtenía la frecuencia de onda de la propagación de las ondas de cizalla (Fig. 19.a), o bien una configuración mediante un solo transductor que, de forma intermitente, emitía pulsos y detectaba el desplazamiento de las ondas de cizalla en diferentes localizaciones (Fig. 19.b). En ambas configuraciones deben obtenerse al menos dos medidas en diferentes localizaciones para poder obtener una estimación de la velocidad de dispersión de las ondas de cizalla, o bien modificando la posición del transductor en la primera configuración, o bien configurando el transductor para que el haz de detección se dirija a dos zonas distintas en la segunda configuración. Estas zonas de interés se pueden configurar usando la imagen en escala de grises del ecógrafo. Aunque mediante este método se obtenían los datos de amplitud y fase de la onda, sólo se emplean los datos de fase de onda. La emisión de los pulsos de ultrasonidos se realiza mediante la emisión de un tren de impulsos compuesto por varios pulsos de diferentes frecuencias, que generalmente oscilan entre los 100 y los 400 Hz (pues los pulsos mayores a 500 Hz son muy débiles y se atenúan rápidamente). Esto permite obtener la velocidad de propagación de la onda de cizalla con la emisión de un solo tren de impulsos, y no como se realizaba al principio de la creación de la técnica, donde se requería la obtención de varias mediciones distintas realizadas con la emisión de pulsos a diferentes frecuencias. A destacar que este sistema no proporciona

imágenes en dos dimensiones, sino sólo información de las propiedades mecánicas de la zona objetivo estudiada como la elastografía de transición (S. Chen et al., 2009).

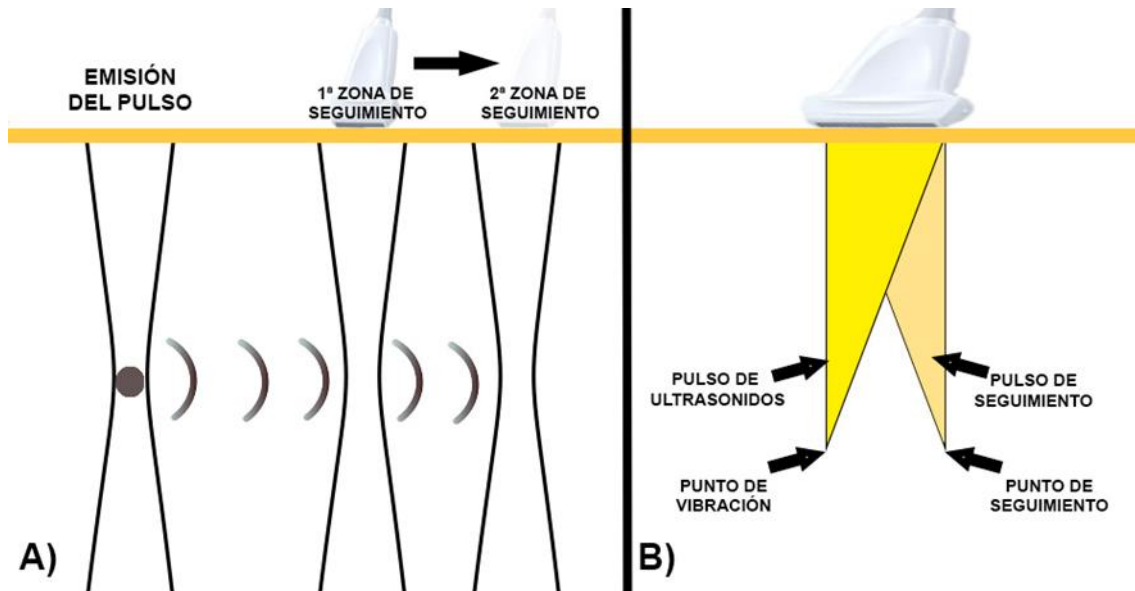


Figura 19. Ejemplos de los dos modelos de vibrometría ultrasónica por dispersión de ondas de cizalla. (Imagen parcialmente adaptada de S. Chen y col. (2009). *Shearwave Dispersion Ultrasound Vibrometry (SDUV) for Measuring Tissue Elasticity and Viscosity*).

- **Imágenes mecánicas.** Esta técnica, también llamada imagen táctil, permite la medición de las propiedades elásticas de tejidos internos gracias a la obtención de los parámetros de tensión de los tejidos superficiales, comprimidos por la sonda de un dispositivo que porta una serie de sensores de presión. Este sistema, que imita la palpación manual, pero aporta mucha más información, permite detectar factores como el tamaño, la forma, la nodularidad, la dureza y la movilidad de lesiones internas. Esta técnica de elastografía ha sido empleada en la detección del cáncer gracias a la modificación en la elasticidad que éste provoca en los tejidos, y se han creado diferentes configuraciones para estudiar tejidos de las mamas, la próstata y la vagina. Algunas configuraciones, como la vista en el estudio de la mama mediante una placa de presión (Gentle, 1988), permiten incluso obtener

reconstrucciones de imágenes en dos o tres dimensiones de los módulos elásticos de los tejidos. La elastografía de imágenes mecánicas tiene la limitación de que sólo puede explorar zonas que son accesibles mediante la palpación manual, no a mayor profundidad (Sarvazyan et al., 2011).

#### *1.4.4.3.11.1 Simuladores*

Los simuladores o fantomas empleados en las técnicas de imagen como la ecografía o la RM son modelos de cualquier tipo creados a base de una matriz que suele ser de agar y que imita las propiedades de los tejidos, con pequeños objetos suspendidos en su interior. Su funcionamiento es similar al de un optotipo oftalmológico, permitiendo evaluar la capacidad del dispositivo de imagen de identificar esos pequeños elementos incluidos en la matriz (Walker, 2012). Los fantomas son empleados con frecuencia en la práctica médica para entrenar y mejorar técnicas de tratamiento o de identificación de estructuras (Aydogan et al., 2015). Dentro del campo de los US, los fantomas permiten construir modelos que simulen tejidos y permitan comparar equipos de US, desarrollar nuevos transductores, sistemas, técnicas de diagnóstico o simplemente como entrenamiento (Culjat, Goldenberg, Tewari, & Singh, 2010).

En el mercado se pueden encontrar diferentes fantomas que tratan de imitar tejidos, con la ventaja de que ya están listos para su uso, pueden ser reutilizados y son limpios, pero con la desventaja de que no pueden ser modificados para un objetivo concreto y de un elevado precio (G, 2016). Distintos fabricantes tienen en el mercado todo tipo de fantomas para exploraciones del cerebro, seno, abdomen, próstata y muchos más tejidos. Por norma general, estos fantomas no sólo imitan el tejido a explorar, sino que también suelen poseer inclusiones como bultos que pueden ser aspirados mediante agujas de biopsia. En el caso de fantomas dirigidos a la elastografía suelen poseer inclusiones de diferentes tamaños y rigideces y con la misma o distinta ecogenicidad al resto del fantoma.

Diversos trabajos de investigación se han desarrollado con el objetivo de desarrollar fantomas de menor coste, y por lo tanto más accesibles, o que se adecuen mejor al objetivo deseado (Culjat et al., 2010). Estos modelos

desarrollados por los propios investigadores van desde el uso bloques de espuma, hasta mezclas de distintas densidades de gelatina o incluso usar tejidos animales para simular los tejidos humanos. En función del objetivo para el que se fabrican, suelen tener inclusiones de distintas densidades en su interior o simular cavidades o estructuras.

Existe un trabajo publicado en 1976 por McCullough y col. donde desarrollan diversos fantasmas para evaluar la resolución de aparatos de TC mediante placas de plexiglás donde practicaban agujeros de diferentes diámetros y los rellenaban de agua, placas de poliestireno de alta densidad con agujeros rellenos de agua, o alfileres de Lexan introducidos en nylon (McCullough et al., 1976).

En 1979 Bellon y col. publicaron un trabajo sobre la elaboración de dos fantasmas para su uso en TC, tratando de obtener datos objetivos sobre el rendimiento de los sistemas de TC, estudiar la calidad de las imágenes de un sistema de TC en concreto y permitiendo comparar los resultados de dos equipos de TC. Para ello desarrollaron un primer fantoma para evaluar la resolución espacial y el contraste con 5 placas de plexiglás donde se habían realizado pequeños agujeros de 5, 3, 2 y 1 mm de diámetro y donde se vertieron diferentes contenidos de agua con sacarosa a diferentes concentraciones, cloruro de calcio y aire. El segundo fantoma se realizó para evaluar distintos parámetros como el contraste o el alineamiento espacial en una estructura de seis secciones consistentes en seis placas de 1 cm de ancho, la primera de plexiglas con agujeros de distinto diámetro y donde se introducían círculos de Lexan, la segunda de agua, la tercera de plexiglás, la cuarta de plexiglás con inclusiones de dosímetros luminiscentes, la quinta de plexiglás con dos pernos de acero, dos de aluminio y dos agujeros con aire, y la sexta con dos líneas ortogonales fresadas en la placa de plexiglás (Bellon, Miraldi, & Wiesen, 1979).

Un estudio de Czervionke y col. de 1987 realizaron un estudio para estudiar los artefactos de susceptibilidad magnética en imágenes de eco de gradiente y eco de espín obtenidas mediante RM. Para ello elaboraron un fantoma con dos tubos de 13 mm de diámetro rellenos de solución salina y que fueron introducidos en un contenedor de solución salina y gelatina; junto a uno de ellos se fijaron con caucho dos fragmentos de hueso, mientras que el otro

tubo se quedó de control; la parte inferior de cada tubo estaba en contacto con el baño de gelatina y la parte superior estaba en contacto con el aire de la habitación (Czervionke et al., 1988).

Dentro del campo de la ecografía los primeros fantasmas que podemos encontrar datan de los años 60, y fueron usados para la caracterización de los tejidos y la calibración de los aparatos de US (Culjat et al., 2010). Existen diversos procesos de fabricación de un fantoma para usarlo en el campo de la ecografía:

- Agua. Se utiliza un contenedor relleno de agua con un modelo anatómico en su interior y cubierto con una malla que simula la piel. El agua da un fondo hipoecoico que permite la fácil visualización del modelo sumergido en su interior (Y. H. Kim, 2016).
- Gelatina. De forma similar al anterior, un modelo anatómico se sitúa dentro de una solución de gelatina, de agar o de goma de guar. Este tipo de fantoma puede guardarse en una nevera para su conservación y permite tener un feedback táctil (Y. H. Kim, 2016).
- Carne. El usar la carne de un animal tiene las ventajas de que su ecogenicidad es similar a la humana y permite un feedback táctil (Y. H. Kim, 2016).
- Premisorb. El premisorb es un producto capaz de solidificar cualquier fluido con un porcentaje en agua de al menos el 6%. Cuando se mezcla con agua da una ecogenicidad similar al músculo y mezclado con un trozo de esponja da una ecogenicidad similar a un nervio (Farjad Sultan, Shorten, & Iohom, 2013).
- Tofu. Aunque no da la ecogenicidad de un tejido orgánico, permite la inclusión de estructuras como madera y cables para mejorar la técnica de punción ecoguiada (Farjad Sultan et al., 2013).

Uno de los primeros ejemplos de fantoma elaborado para ser visualizado con un ecógrafo se puede ver en el trabajo de Carson y col. en el año 1976 (Carson, Oughton, Hendee, & Ahuja, 1977), donde crearon un fantoma usando un tubo de aluminio situado junto a dos globos rellenos de aceite de ricino y fluido de silicona, todo ello introducido en un tanque de agua; el aluminio pretendía



simular el hueso mientras que los globos pretendían simular los tejidos orgánicos.

Dentro de los fantomas realizados con carne animal se puede ver un ejemplo en el modelo propuesto por Sekhar y col. (Sekhar, Sun, & Siewert, 2014). En este fantoma usaron hígado bovino donde se insertaron aceitunas simulando lesiones hepáticas y con una costilla de cerdo suturada al hígado para simular una costilla humana. Todo ello se envolvió en una bolsa para contener líquidos con riesgo biológico para facilitar la limpieza del gel de ultrasonido tras su utilización.

Un modelo de fantoma usando gelatina está desarrollado en el trabajo de Richardson y col. (Richardson, Bernard, & Dinh, 2015). En este fantoma usan elementos comunes como un contenedor de dos litros, gelatina, polvo de cáscara de psyllium, aceitunas, arándanos y colorante. Hicieron una primera capa de gelatina con 2 vasos de agua, 4 pastillas de psyllium, 42 gr de gelatina y 20 gotas de colorante, y añadieron las aceitunas y los arándanos en esta capa. Tras mantenerlo todo en el frigorífico durante 2 horas añadieron una segunda capa, de ecogenicidad menos densa, fabricada con 4 vasos de agua, 4 pastillas de psyllium, 84 gr de gelatina y 40 gotas de colorante. Posteriormente fabricaron un segundo modelo de forma similar al anterior, pero con la inclusión de un complejo laringotraqueal de un cerdo.

Dentro del estudio de la rigidez de los tejidos mediante ecografía se pueden encontrar varios modelos que se han ido desarrollando con el tiempo.

Uno de los modelos más rudimentarios se desarrolló en el año 1991 por Ophir y col. (Ophir et al., 1991). Para elaborar este fantoma se usaron 3 bloques de espuma de poliéster de diferentes porosidades, que fueron cortados en trozos. Los trozos obtenidos se sumergieron en un contenedor que contenía agua destilada y surfactante, donde se les extrajo el gas mediante una bomba de vacío durante 30 minutos, tras los cuales se los trasladó a otro depósito de agua mayor, donde se examinó la elasticidad mediante técnicas de ultrasonido de cada uno de los bloques al aplicarles distintas cargas. La resistencia de cada bloque de espuma a ser deformado (también llamada módulo elástico) se calculó de la diferencia de tiempos que un pulso de ultrasonido tardaba en recorrer el

camino de ida y de vuelta desde un plano de referencia antes y después de aplicar la carga. Por último, se cortaron a diferentes ángulos varios de esos bloques y se unieron para proceder a examinar la elasticidad del conjunto.

Un estudio que aporta un sistema accesible de elaborar un fantoma para su uso en el estudio de la rigidez de los tejidos mediante ecografía es el desarrollado por Kallel y col. en el año 2001 (Kallel, Prihoda, & Ophir, 2001). Para ello desarrollaron varios fantomas con diferentes concentraciones de gelatina para las inclusiones y para la parte externa con el objetivo de conseguir diferentes grados de rigidez. La proporción de agar siempre se mantuvo al 3% del peso total tanto en la inclusión como en el exterior pues su objetivo era mejorar la dispersión acústica. Las dimensiones del fantoma fueron de 10 cm por cada lado con una inclusión de 0.9 cm de diámetro. En el experimento se crearon seis fantomas en total, con diferentes concentraciones de gelatina en peso total para cada uno:

- El fantoma 1 tenía un 5% de gelatina en el exterior y un 30% en la inclusión.
- El fantoma 2 tenía un 6% de gelatina en el exterior y un 20% en la inclusión.
- El fantoma 3 tenía un 6% de gelatina en el exterior y un 12% en la inclusión.
- El fantoma 4 tenía un 12% de gelatina en el exterior y un 6% en la inclusión.
- El fantoma 5 tenía un 18% de gelatina en el exterior y un 6% en la inclusión.
- El fantoma 6 tenía un 20% de gelatina en el exterior y un 5% en la inclusión.

Para evaluar la elasticidad del fantoma se realizó una técnica de sonoelastografía mediante la compresión de un 1% del tamaño del fantoma. Mediante sonoelastografía se obtuvieron imágenes de cada uno de los fantomas que mostraban los cambios de rigidez existentes entre la inclusión y el exterior.

Los fantomas fabricados a base de gelatina poseen una vida corta por dos problemas:

- La proliferación de bacterias. Aunque a veces se ha empleado formaldehído para solucionar este problema, algunos estudios afirman que el formaldehído vuelve el fantoma inestable por la polimeración de las fibras de gelatina (Kallel et al., 2001), aunque otros estudios, en conjunción con otros elementos, lo usan para mejorar la estabilidad térmica del fantoma (Ernest L. Madsen, Frank, et al., 2005; Ernest L. Madsen, Hobson, Shi, Varghese, & Frank, 2005). Otros estudios han usado otros elementos como pequeñas concentraciones de agentes conservantes como el EDTA para solucionar este problema (Kallel et al., 2001).
- Efectos osmótica, que hacen que el agua migre de las zonas con mayor concentración de gelatina a zonas con menor concentración de gelatina. Esto provoca que, con el tiempo, las inclusiones más rígidas se hinchen, y las inclusiones más blandas se contraigan. Otra consecuencia de esta presión osmótica son los cambios en la rigidez. Por ejemplo, una inclusión más rígida que el exterior por su mayor concentración en gelatina pierde rigidez con el tiempo por este traspaso de agua del exterior a la inclusión, mientras que el exterior alrededor de la inclusión sufriría del fenómeno contrario (Kallel et al., 2001).

Para solucionar el problema de la duración de los fantomas por problemas de migración de agua se han desarrollado nuevos modelos que incluyen la dispersión de partículas de aceite en la mezcla de agar y gelatina.

En el trabajo desarrollado por Madsen y col. del año 2005 (Ernest L. Madsen, Frank, et al., 2005) destinado a crear un fantoma con lesiones esféricas para ser testado mediante técnicas de elastografía podemos ver un ejemplo de fantoma que usa una mezcla de gelatina, agar y partículas de aceite. En este estudio se crearon tres fantomas diferentes. Dos de ellos eran con mezclas de agar, gelatina, perlas de vidrio y otros componentes para estabilizarlos y el tercero era una mezcla parecida a la de los dos anteriores, pero incluyendo en la mezcla gotas microscópicas de aceite.

Para la elaboración de los dos primeros fantasmas se siguieron las instrucciones de otro de sus trabajos (Ernest L. Madsen, Hobson, et al., 2005), los ingredientes usados fueron:

- Gelatina. Proporciona un factor de unión entre la inclusión y el exterior, y su concentración permanece constante entre los diferentes modelos creados.
- Agar. Se usa para modificar el módulo de Young (una medida de la rigidez de un material). A mayor proporción de agar, más elevado será el módulo de Young (mayor rigidez). Y a mayor diferencia de concentración entre la inclusión y el exterior mayor será el contraste de elasticidad.
- EDTA. Reduce el tiempo de relajación longitudinal del compuesto.
- $\text{CuCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ . Para formar un quelato con el EDTA y reducir la visualización de las imágenes mediante RM en T1 a valores similares a los tejidos.
- NaCl. Para permitir el estudio mediante RM.
- Formaldehído. Eleva el punto de fusión del conjunto a más de  $65^\circ\text{C}$ , con lo que se consigue una mayor estabilidad térmica del fantoma.
- Timerosal. Para prevenir la invasión fúngica y bacteriana.
- Germall-plusR. Con el mismo objetivo que el anterior.
- Perlas de vidrio microscópicas. Para aumentar la atenuación ultrasónica y la retrodispersión a niveles similares a los tejidos.

Para elaborar los fantasmas se preparó un parte exterior de  $9 \times 9 \times 9$  cm con una inclusión cilíndrica en el centro del fantoma de 2 cm de diámetro.

Los fantasmas se elaboraron calentando por separado una mezcla de agar y agua destilada, y otra mezcla de gelatina y perlas de cristal. Una vez que las mezclas se clarificaron (generalmente a  $90^\circ\text{C}$ ) se juntaron y se añadieron las perlas de vidrio (previamente calentadas a  $90^\circ\text{C}$  en agua desionizada), el EDTA, el NaCl y el  $\text{CuCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ . A continuación, la solución se enfrió a  $50^\circ\text{C}$  y se añadió el Germall-plus, y cuando se enfrió a  $30^\circ\text{C}$  se añadió el formaldehído. En este punto, la mezcla se vertió en los moldes preparados para la elaboración de los fantasmas.

Los elementos usados en los dos primeros fantomas junto con la cantidad usada por porcentaje en peso se pueden observar en la Tabla 2.

Tabla 2.  
Elementos y cantidades de elaboración del fantoma.

Material	Agar	Gelatina	CuCl <sub>2</sub> · 2H <sub>2</sub> O	EDTA	NaCl	Formaldeido	Germall plus	Perlas de vidrio
Exterior fantoma 1	1.17	3.6	0.113	0.33	0.77	0.24	1.45	4.6
Inclusiones fantoma 1	3.6	3.77	0.119	0.34	0.79	0.25	1.49	0.7
Exterior fantoma 2	1.11	4.8	0.114	0.33	0.77	0.32	1.45	3.4
Inclusiones fantoma 2	3.44	4.92	0.116	0.34	0.79	0.33	1.49	0.75

Tabla adaptada de Madsen y col. (2005). *Tissue-mimicking agar/gelatin materials for use in heterogeneous elastography phantoms.*

El tercer fantoma se elaboró con la inclusión de partículas de aceite de cártamo. Estas partículas de aceite determinan el valor del módulo de almacenamiento, lo cual modifica la rigidez del fantoma. El módulo de almacenamiento o módulo elástico (la denominada parte real del módulo de Young) indica la capacidad del material para restablecer la energía suministrada. A mayor concentración de partículas de aceite, menor es el valor del módulo de almacenamiento, o lo que es lo mismo, menos rígido es el material.

En el caso del tercer fantoma se usó la misma proporción de componentes para las inclusiones esféricas y para el exterior, variando solo en la inclusión en la elaboración del exterior de partículas de aceite de cártamo, que sumarían un 50% del total del volumen del exterior, y un surfactante especial (Ultra Ivory liquido), que sumaría un 1% del exterior. Las proporciones de los demás elementos en peso serían: gelatina (12.77%), germall plus (1.24%), formaldehido (0.735) y perlas de vidrio (0.083).

En la elaboración de este tercer fantoma siguieron las instrucciones de otro de sus trabajos publicado en el año 2003 (E. L. Madsen et al., 2003). El proceso es similar a la producción de los modelos 1 y 2, excepto que cuando la gelatina es enfriada a 55°C, se le añade el aceite de cártamo (calentado previamente a 55°C) y el surfactante, tras lo que se emulsiona la mezcla.

Para la elaboración geométrica de los tres fantomas primero se realizaron las inclusiones esféricas gracias al uso de un molde de dos partes, al que previamente se le había aplicado una capa de pretolato, que permitía crear inclusiones esféricas de 4, 3, 2 y 1.6 mm. Posteriormente se creó la parte exterior que consistía en 5 capas (siendo la A la inferior y la capa E la superior). Entre cada capa se incluirían una serie de inclusiones esféricas del mismo diámetro por capa. Las dos primeras capas creadas serían la superior y la inferior, de 10 cm por cada lado, y 3 cm de alto usando un molde acrílico, en el que se vertería la mezcla creada para el exterior y se introducía por su parte superior una placa acrílica que poseía proyecciones de semiesferas de 3 mm de diámetro. La mezcla se cuaja durante 24 horas mientras se mantenía girando constantemente en torno a un eje horizontal para evitar la sedimentación de las perlas de vidrio y el resto de los componentes. Trascurrido ese tiempo la tapa superior del molde se retiraría, y en cada depresión que se ha formado por las semiesferas del molde se añadiría un poco de material del exterior fundido y una de las esferas de inclusión fabricadas previamente. A continuación, se fabrican dos capas intermedias añadiendo a la capa que ya se ha creado una segunda capa de material líquido del exterior y volviéndolo a tapar con la tapa que poseía proyecciones de semiesferas, siguiendo el mismo proceso para cuajar el conjunto. Finalizado este proceso ya se dispone de 4 capas en dos moldes distintos con dos inclusiones de esferas en su interior. Seguidamente se añade otro grupo de esferas de diferentes diámetros para cada conjunto de forma similar al anterior proceso, tras lo que se juntan los moldes de las dos secciones y se rellena el espacio entre los dos mediante más materia líquida del exterior. Tras el proceso de cuajado se introduce el conjunto en un baño de aceite de cártamo y se tapa hasta ser utilizado.

Todo este sistema permite la creación de fantomas en los que se puede controlar el contraste elástico mediante las diferencias de proporción entre las

inclusiones y el exterior de agar o de aceite de cártamo, aunque requiere de unos medios específicos para su preparación (Ernest L. Madsen, Frank, et al., 2005). Respecto a su duración, en el caso de los fantomas donde se usó aceite, los estudios sugieren que, tras el paso de 6 meses, no hubo cambios elevados en el contraste elástico ni en la geometría de los fantomas (E. L. Madsen et al., 2003). En cambio, en los fantomas realizados con agar se pudo encontrar un cambio en la geometría y en módulo de Young de las inclusiones transcurrido un mes debido a efectos osmóticos (Ernest L. Madsen, Hobson, et al., 2005).

### 1.4.3 Evaluación del dolor

El dolor es un sistema de emergencia que se inicia ante la presencia de unos estímulos nocivos, los cuales inician unos mecanismos moleculares que permiten a las neuronas sensoriales primarias, llamadas nociceptores, el iniciar un proceso denominado nocicepción. Estos nociceptores, son de diversos tipos, y cada uno recoge distintos estímulos dolorosos (mecánicos, térmicos, químicos o de lesiones de los tejidos). Todo este sistema avisa al organismo de lesiones e inicia acciones de protección ante dichas lesiones (Julius & Basbaum, 2001).

A la hora de valorar este dolor la evaluación se debe hacer buscando identificar tres factores (Génot & Leroy, 1988):

- Localización. Realizar las pruebas necesarias para identificar la localización del dolor, su extensión, y si es localizado en una zona, irradiado por un trayecto o referido a una zona distante a la zona de la lesión.
- Tiempo. Se debe realizar una adecuada anamnesis que dé respuesta a las preguntas del momento de inicio del dolor, forma de inicio del dolor (brutal o lenta y progresiva), momento de aparición del dolor (nocturno, diurno, al despertarse, ...), actividades que desencadenan el dolor y si es un dolor que se desencadena de forma activa o pasiva.
- Forma del dolor. Dejar que el sujeto exprese de forma personal el tipo de su dolor (quemante, punzante, como un golpe, ...) y la intensidad (insuportable, variable, ...).

Para localizar el origen del dolor se suelen ejecutar maniobras de puesta en tensión de la estructura estudiada como lo pueda ser un nervio o un ligamento, maniobras de palpación o maniobras de contracción muscular al valorar el músculo (Génot & Leroy, 1988).

A nivel clínico, se puede diferenciar entre dolor agudo y dolor crónico. El dolor agudo es aquel que está limitado en el tiempo, no suele estar afectado por otras variables, y produce ansiedad, cambios en la presión arterial, frecuencia cardíaca y liberación de adrenalina y noradrenalina. El dolor crónico, en cambio, puede estar afectado por múltiples factores, y puede producir cambios en los estilos de vida, depresión, incapacidad para realizar ciertas tareas y signos vegetativos como el aumento de peso o la pérdida de apetito (Álvarez et al., s. f.).

Como se ha mencionado, el dolor crónico puede estar afectado por múltiples factores. Dentro de las teorías relacionadas con el origen del dolor crónico, una de las más importantes es la que menciona la presencia de una sensibilización central (hiperexcitabilidad central) que podría afectar a dolores musculoesqueléticos tales como los asociados al latigazo cervical, radiculopatías cervicales, artritis, tendinopatías (Plinsinga, Brink, Vicenzino, & van Wilgen, 2015; Sterling, 2011), dolor lumbar crónico o fibromialgia (Jespersen et al., 2013). Hay estudios que han encontrado un aumento de la sensibilidad al dolor por presión en sujetos con una epicondilitis en la zona del epicóndilo afectado, en el epicóndilo contralateral, y en otras zonas del cuerpo como el cuello y la pierna (Jespersen et al., 2013). Esta teoría se basa en que cuando hay un aumento de la sensación dolorosa en una zona no dañada y distal a la zona de la lesión se puede deber a un aumento de la sensibilidad del sistema nervioso central (SNC) a los estímulos dolorosos (Sterling, 2011; Walton, Macdermid, Nielson, Teasell, Reese, et al., 2011). Esta hipersensibilidad del SNC estaría provocada por un estímulo doloroso mantenido y repetido de origen localizado (Ashina et al., 2005) que provocaría una hipersensibilidad global aguda, la cual a su vez produciría en el individuo un dolor persistente mantenido centralmente que prolongaría la discapacidad pasada la lesión aguda y generando un dolor crónico (Sterling, 2011; Walton, Macdermid, Nielson, Teasell, Reese, et al., 2011). Clínicamente se observaría un aumento de la sensibilidad dolorosa,



propagación del dolor y la hiperalgesia a áreas cercanas y dolor espontáneo (Jespersen et al., 2013).

Otros estudios mencionan que el paso de un dolor agudo a un dolor crónico puede contener un factor psicológico que estaría representado por el miedo al dolor. Este miedo al dolor producido tras una lesión aguda puede llevar a desarrollar estrategias de evitación del dolor, malinterpretaciones de la sensación dolorosa, hipervigilancia, discapacidad y aumento de la sensación dolorosa que desembocan en un dolor crónico (Leeuw et al., 2007).

También hay estudios que relacionan los elementos físicos consecuencia de una lesión de los tejidos y los elementos emocionales consecuencia de la amenaza sufrida por dicha lesión, la lesión misma y sus síntomas, con una respuesta de estrés aguda. Y que las interacciones de estos 3 factores afectan a las vías de procesamiento central, incluidas las del dolor, que son muy sensibles a las entradas moduladoras cognitivas y emocionales, produciéndose un aumento de la sensación dolorosa que a su vez puede modificar conductas posteriores, produciendo un proceso automantenido con una mayor amplificación del dolor (McLean, Clauw, Abelson, & Liberzon, 2005).

La evaluación del sujeto con dolor se inicia mediante una toma de datos de la descripción subjetiva de su dolor, y orientada mediante preguntas por el examinador. En ella se buscará descubrir los elementos que aumentan, reducen o no afectan a la intensidad del dolor (Álvarez et al., s. f.).

La observación permitirá valorar factores como la posición, la adopción de posturas antiálgicas o intranquilidad o nerviosismo en el sujeto (Álvarez et al., s. f.).

Todo ello irá encaminado a despejar las variables de (Álvarez et al., s. f.):

- Localización
- Intensidad
- Calidad
- Duración
- Componente patológico

### *1.4.3.1 Evaluación instrumentada del dolor*

Diferentes métodos se han desarrollado para producir y/o cuantificar el dolor.

#### *1.4.3.1.1 Escala del Dolor*

Para tratar de cuantificar el dolor, las escalas visuales analógicas (EVA), las escalas numéricas del dolor y las escalas verbales del dolor son de los medios más empleados. Estas escalas han ido evolucionando de forma similar, desde preguntar al sujeto que valore su dolor como ninguno, ligero, moderado o severo, escalas numéricas del 1 al 4 o del 1 al 10 o descriptores verbales (Aicher, Peil, Peil, & Diener, 2012).

La EVA del dolor se suele presentar como una línea de 10 cm, con un cero en un extremo representado la ausencia de dolor, y un 10 en el otro extremo representando el peor dolor imaginable. El sujeto debe poner una marca sobre la línea que represente a la intensidad de su dolor. Esta marca será cuantificada con la ayuda de una regla. Esta prueba ha demostrado ser fiable y válida para la representación del dolor y sus cambios (Hidalgo-Lozano et al., 2011).

La escala numérica del dolor es una escala numerada del 0 (no dolor) al 100 (el peor dolor imaginable) donde el sujeto marca su sensación de dolor (Mudgalkar, Bele, Valsangkar, Bodhare, & Gorre, 2012).

Posteriormente se han desarrollado escalas con un mayor número de ítems en un intento de obtener un mayor grado de sensibilidad a la variable del dolor y que pueden incluir los ítems de (Jensen, Turner, Romano, & Fisher, 1999):

- Dolor más bajo
- Peor dolor
- Dolor medio
- Dolor actual

La EVA del dolor se presenta de forma visual, mientras que la escala numérica del dolor puede presentarse de forma visual o verbal (Mudgalkar et al., 2012).

#### 1.4.3.1.2 Algometría

La algometría, o como mejor se la nombra, el umbral del dolor a la presión, se define como la menor cantidad de presión que el sujeto percibe como dolor. Es decir, el uso de la algometría nos permite cuantificar el umbral del dolor a la presión, cosa que nos es imposible mediante palpación (Vanderweeën, Oostendorp, Vaes, & Duquet, 1996; Ylinen, 2007). Esta sensación nociceptiva se produce por la estimulación de terminaciones nerviosas polimodales en los tejidos superficiales y profundos (Vanderweeën et al., 1996).

La medición del dolor mediante el uso de dispositivos de presión data del año 1911, cuando Head & Holmes crearon un dispositivo llamado “el algómetro de Cattell”, que consistía en émbolo con una superficie plana que se aplicaba en la zona a estudiar y que estaba montado sobre un muelle calibrado (Merskey & Spear, 1964), aunque este dispositivo no permitía ningún tipo de cuantificación de la presión ejercida (Rainwater & McNeil, s. f.). En el año 1934 Libman estudió la sensibilidad dolorosa al aplicar presión mediante el pulgar en la estiloides (Vanderweeën et al., 1996). Posteriormente Pelner en 1941 inventó su “sensómetro”, que consistía en un reloj con una varilla conectada a su mecanismo, y la cual hacía mover las manecillas del reloj cuando se aplicaba presión a la varilla, lo cual permitía medir la presión ejercida. En los años posteriores siguieron numerosos diseños de equipos orientados a “producir” dolor con propósitos experimentales y que utilizaban la estimulación química, eléctrica, térmica o mecánica (Rainwater & McNeil, s. f.), apareciendo los primeros algómetros comerciales analógicos que permitían cuantificar la presión y el primer algómetro digital en el año 1992 (Vanderweeën et al., 1996). Los algómetros actuales consisten en un dispositivo que puede ser analógico, presentando un dial calibrado donde una manecilla se mueve para representar en la escala la presión ejercida (Vanderweeën et al., 1996), o digitales, que disponen de una pantalla para mostrar la información. Estos dispositivos son capaces de medir la presión ejercida mediante un pequeño aplicador de superficie variable en una escala de Kg/cm<sup>2</sup> (Vanderweeën et al., 1996). Los más comunes tienen un aplicador circular de 0.5 cm<sup>2</sup> o 1 cm<sup>2</sup> (Ylinen, 2007).

Para iniciar la valoración mediante algometría al sujeto se le instruirá para que comunique o bien la presencia de la primera sensación de dolor (Ylinen, 2007), de cambio de presión a desagradable (Walton, Macdermid, Nielson, Teasell, Reese, et al., 2011), o de combinación de presión y dolor (Ashina et al., 2005). A este punto se le llama “informe verbal del dolor” o “umbral de detección del dolor”, mientras que si se esperase al punto en que el sujeto dice que la presión se vuelve intolerable se habla del “punto de reacción al dolor” o “umbral de tolerancia al dolor” (Merskey & Spear, 1964; Schliessbach, Arendt-Nielsen, Heini, & Curatolo, 2010). El hecho de realizar la lectura en el momento en que el sujeto nota la primera sensación de molestia o dolor permite medir el umbral del dolor más que el nivel de tolerancia al dolor, además la asociación para el estudio del dolor incluye el término desagradable dentro de la definición de dolor, y algunos estudios de Gracely consideran la sensación de “ligeramente desagradable” como un 5 de 21 en la escala numérica del dolor (Walton, Macdermid, Nielson, Teasell, Chiasson, et al., 2011). Durante la medición el sujeto debe mantenerse en una posición relajada, pues la tensión muscular puede evitar que la presión del algómetro se transfiera al punto a estudiar y falsear la medición (Farina et al., 2004). Seguidamente se colocará el aplicador del algómetro perpendicular a la piel y se aplicará una presión que irá aumentando a un ritmo constante, lo suficientemente lento como para que el sujeto pueda comunicar cuando siente dolor o molestia. En ese momento se libera la presión ejercida y se toma la lectura del algómetro (Farina et al., 2004; Ylinen, 2007). Algunos algómetros disponen de un pulsador que se le suministra al sujeto para que lo active ante la sensación dolorosa. Esto congelará la medición de la presión al momento en que activo el pulsador (Ashina et al., 2005). El ritmo al que se aplica la presión puede variar desde los 0.05 N/s hasta los 20 N/s, alcanzándose valores más altos de dolor a la presión cuando la velocidad es mayor (Ylinen, 2007). Por norma general, en los estudios que usan la algometría se realizan varias repeticiones de la medición (entre 3 (Hidalgo-Lozano et al., 2011) y 4 repeticiones (Farina et al., 2004)), dejando un tiempo de reposo entre las mediciones de entre 30 segundos (Hidalgo-Lozano et al., 2011) a 1 minuto (Walton, Macdermid, Nielson, Teasell, Chiasson, et al., 2011) o realizando las mediciones en un tiempo determinado para evitar fenómenos de

hiperalgesia (Farina et al., 2004) y calculándose la media de las distintas mediciones (Farina et al., 2004).

La algometría es comúnmente usada para el estudio de los PGMs (Vanderweeën et al., 1996)

La algometría también es empleada para valorar la sensibilización central. Varios estudios mencionan que los valores bajos obtenidos mediante algometría en zonas no lesionadas distantes a la zona de la lesión son indicativos de una sensibilización central (Sterling, 2011). Por ejemplo, con este objetivo autores como Walton y col. y Sterling y col. midieron mediante algometría en dos puntos (uno local en el trapecio superior, apófisis espinosas cervicales, etc. y otro a distancia en el tibial anterior) en sus estudios sobre el esguince cervical (Sterling, Treleaven, Edwards, & Jull, 2002; Walton, Macdermid, Nielson, Teasell, Reese, et al., 2011).

La algometría tiene una mayor fiabilidad que las escalas visuales de dolor, y sus valores pueden variar por factores como la edad, el sexo (los valores son menores en mujeres que en hombres (Merskey & Spear, 1964)) o la ausencia de sueño (Walton, Macdermid, Nielson, Teasell, Reese, et al., 2011), pero no varían por factores de raza (Merskey & Spear, 1964) o de lateralidad en caso de ausencia de patología (Vanderweeën et al., 1996). La algometría tiene una alta validez y reproductibilidad intra e interevaluador (Cathcart & Pritchard, 2006; Vanderweeën et al., 1996), y una alta fiabilidad intra e intersujetos sanos (Cathcart & Pritchard, 2006), aunque elementos como el tiempo de reacción del examinador o sus expectativas pueden influir en el resultado de las mediciones (Jespersen et al., 2007). Este último factor se puede remediar con la algometría de presión controlada por ordenador, sistema que permite que la presión aumente a un ritmo constante y que pare en el momento en que el sujeto pulsa un botón (Andersen, Ge, Arendt-Nielsen, Danneskiold-Samsøe, & Graven-Nielsen, 2010), aunque en contrapartida algunos estudios mencionan la aparición de pequeñas lesiones en la piel y hematomas usando estos dispositivos (Melia et al., 2015). Pero el mayor lastre de la algometría es que, aunque permite una cuantificación del dolor, esta cuantificación es subjetiva y no objetiva, pues está a expensas de que el sujeto comunique el inicio del dolor (Melia et al., 2015; Ylinen, 2007). La algometría también es incapaz de decirnos

la localización exacta de la alteración nociceptiva o el mecanismo que la provoca, y tampoco puede indicarnos si el aumento de la percepción dolorosa se debe a cambios en la excitabilidad neuronal y/o a una percepción exagerada del dolor en los centros cerebrales superiores (Sterling, 2011). Aunque la algometría por presión estimula nociceptores tanto profundos como superficiales, y la sensibilidad de la piel puede influir en las mediciones (Jespersen et al., 2007), algunos estudios sugieren que los nociceptores de los tejidos profundos tienen un componente mayor de dolor inducido por presión (Graven-Nielsen & Arendt-Nielsen, 2010).

#### 1.4.3.1.3 Medición del dolor mediante electroterapia

Algunos estudios han usado la estimulación eléctrica para medir los umbrales de dolor. En ellos se han usado electrodos de agujas intramusculares y electrodos de superficie para suministrar una corriente eléctrica de corta duración que se aumentaba en intensidad en el tiempo. Posteriormente se realizaban dos registros: un primer registro en el que el sujeto sentía la corriente eléctrica por primera vez llamado umbral de detección sensorial, y un segundo registro cuando el sujeto notaba la menor sensación de dolor llamado umbral doloroso (Ashina et al., 2005), mientras que en otros estudios simplemente se realizaba este último registro (Imai, Petersen, Mørch, & Arendt Nielsen, 2016). Como en el caso de la algometría se realizaban varias repeticiones con un descanso entre ellas (de entre 1 a 5 minutos), obteniéndose posteriormente la media de las repeticiones (Ashina et al., 2005; Imai et al., 2016).

#### 1.4.3.1.4 Medición del dolor mediante temperatura

Para evaluar el umbral del dolor mediante una estimulación térmica se utiliza un estimulador termal en contacto con la piel y controlador por ordenador. La temperatura del estimulador termal se inicia en 32°C subiendo a un ritmo constante de 0.5°C/s y hasta un máximo de 50°C (Imai et al., 2016; Vaegter & Graven-Nielsen, 2016). El momento en el que el sujeto detecta la primera sensación de calor activa un pulsador que hace que el ordenador almacene una primera lectura de temperatura llamada “umbral de detección del calor” y la prueba prosigue. Y en el momento en el que detecta la primera sensación de

dolor vuelve a activar el pulsador haciendo que la prueba se detenga y el ordenador almacene la medida denominada “umbral del dolor al calor” y que la temperatura del estimulador termal baje 3°C/s hasta alcanzar los 32 °C (Vaegter & Graven-Nielsen, 2016). La medición se repite varias veces con un tiempo de reposo entre ellas, y se obtiene la media de las mediciones obtenidas (Imai et al., 2016; Vaegter & Graven-Nielsen, 2016). Este tipo de medición se puede repetir con una estimulación mediante frío. En este caso el estimulador termal parte de una temperatura de 32°C e inicia un descenso progresivo hasta los 0°C, tomándose las mismas lecturas que con el calor, pero en este caso con el frío (Izumi, Petersen, Arendt-Nielsen, & Graven-Nielsen, 2014).

#### 1.4.3.1.5 Algometría con manguito de presión controlado por computadora

En esta técnica un manguito de presión controlado por ordenador es inflado alrededor de una extremidad a un ritmo determinado, midiendo la respuesta al dolor utilizado en conjunción con una EVA del dolor computarizada donde el sujeto puede registrar continuamente el grado de su percepción de dolor y un pulsador que se suministra al paciente para liberar la presión al ser pulsado (Graven-Nielsen & Arendt-Nielsen, 2010; Jespersen et al., 2007, 2013). Mediante este método se estimula un tejido mayor al estimulado mediante la algometría de presión, lo que reduce la influencia de las variaciones de sensibilidad del dolor local (Graven-Nielsen & Arendt-Nielsen, 2010); la velocidad del aumento de la presión es manejada por un ordenador, lo que asegura una velocidad constante (Jespersen et al., 2007), todo esto hace que las variaciones inter e intraevaluador se reduzcan (Graven-Nielsen & Arendt-Nielsen, 2010; Jespersen et al., 2007). Esta prueba suele ir acompañada de una EVA del dolor computarizada que el sujeto va marcando durante el experimento, con un grado de 0 definido como no dolor, un grado de 1 definido como el momento en que la sensación pasa de presión a dolor (umbral de detección del dolor con manguito de presión), un grado 10 definido como el peor dolor imaginable y un grado EVA variable en función del sujeto y que marca el momento en que el dolor es insoportable y el sujeto detiene la medición definido como “umbral de tolerancia del dolor con manguito de presión”. Cuando se calcula el “umbral de tolerancia

del dolor con manguito de presión” se recomienda repetir la prueba sólo una vez por el peligro de lesión de los tejidos (Imai et al., 2016), aunque en algunos estudios se realizan dos repeticiones buscando los umbrales de detección y de tolerancia al dolor (Vaegter & Graven-Nielsen, 2016). Este tipo de pruebas se utiliza en sujetos con fibromialgia (Graven-Nielsen & Arendt-Nielsen, 2010) y para evaluar la sensibilización central evaluando la sumación temporal y espacial del dolor (Jespersen et al., 2013). Además existen estudios que sugieren que las alteraciones en la sensibilidad de la piel, ya sean aumentándola o reduciéndola, no afectan a los resultados obtenidos mediante las mediciones usando la algometría con manguito de presión, lo que sugeriría que este método sirve para evaluar principalmente la sensibilidad del músculo y de otros tejidos profundos (Jespersen et al., 2007).

#### 1.4.3.1.6 Algometría por fricción cruzada

Para realizar la algometría por fricción cruzada se utiliza un algómetro digital con un aplicador de 1cm<sup>2</sup>. El aplicador es deslizado perpendicularmente a las fibras musculares en movimientos lentos, tangenciales a la piel, profundos y no mayores a 3 cm. En el momento en que el sujeto pasa de sentir presión a un dolor irritante o dolor referido, se realiza la lectura de la medición del algómetro. Los deslizamientos son realizados a una presión constante y aumentando dicha presión en 1 Kg/s (A. D. Farasyn, Meeusen, & Nijs, 2008; A. Farasyn & Lassat, 2016). Esta operación se repite 3 veces con un descanso de 10 segundos entre ellos, y se obtiene la media del umbral doloroso obtenido. Este sistema de algometría tiene una buena fiabilidad intra e interevaluador (A. Farasyn & Lassat, 2016).

#### 1.4.3.1.7 Estimulación química del dolor

Las inyecciones de solución salina hipertónica en músculos, tendones y ligamentos se usan frecuentemente en sujetos sanos para estudiar el dolor referido y la hiperalgesia de los tejidos profundos. Este tipo de inyecciones producen un dolor de mayor intensidad y duración en tendones y ligamentos en comparación a los músculos (Izumi et al., 2014). Tras las inyecciones de suero salino se realizan mediciones con una EVA del dolor a un frecuencia determinada



hasta que el dolor haya cedido, midiéndose además el tiempo que transcurre desde el momento en el que se marca en la EVA una puntuación mayor a 0 y se vuelve a 0 (Henriksen, Klokke, Bartholdy, Graven-Nielsen, & Bliddal, 2013; Izumi et al., 2014). El uso de la estimulación química del dolor produce resultados distintos al de la estimulación mecánica pues pueden estimular nociceptores distintos que desencadenan procesos distintos del dolor (Henriksen et al., 2013).

## 1.5 Evaluación funcional

Esta evaluación se basa en el estudio global del sujeto y está muy relacionada con las actividades de la vida diaria del sujeto, pues no sólo se estudia una acción mecánica, sino las implicaciones que tiene la enfermedad o la discapacidad en la vida diaria del individuo (Lesmes, 2007).

En la valoración funcional se estudia el posible impacto de una patología sobre la independencia y las capacidades de realizar las actividades cotidianas del sujeto, siempre realizadas de forma personalizada a cada sujeto, entendiendo al ser humano como un ente multidimensional. Este carácter multidimensional del individuo obliga a que esta evaluación funcional del individuo sea de carácter multidisciplinar (Lesmes, 2007).

El modelo de ocupación humana es un modelo empleado en la terapia ocupacional que entiende al ser humano como una entidad cambiante, modulado por factores exteriores e interiores y en constante interacción con el entorno gracias a la independencia de los aspectos físicos, sensoriales, perceptivos, cognitivos, emocionales y sociales. En este modelo se estudian las habilidades, tareas y actividades que componen la actividad funcional del individuo gracias a la categorización y clasificación de las mismas usando las llamadas áreas de desempeño ocupacional, que reúnen las actividades de la vida diaria y las actividades de trabajo y de juego-esparcimiento, y los componentes de desempeño ocupacional, que reúnen las habilidades de desempeño requeridas (los componentes sensorial, motor, cognitivo psicológico y social) (Lesmes, 2007).

La evaluación funcional se realiza mediante el análisis de los datos obtenidos en las evaluaciones analíticas y la recogida de datos que afectan a las

actividades funcionales (dominios principales de la vida). La medición de las actividades funcionales no se realiza a través de una única prueba determinada, sino que la diversidad de ámbitos que abarca la evaluación funcional hace que se hayan desarrollado diferentes instrumentos que valoran aspectos particulares de un mismo ámbito dentro de las áreas de desempeño y los componentes de desempeño (Lesmes, 2007).

## 2. Patologías musculoesqueléticas

El dolor muscular (mialgia) y fascial es uno de los mayores problemas por los que acuden los pacientes a las consultas de fisioterapia (Norman, 2007). Por mialgia se entienden las patologías que provocan dolor muscular o de origen muscular de diversos orígenes.

Las mialgias pueden clasificarse en diversos tipos (Younger, 2014):

- Originadas por una lesión muscular
  - Contusiones
  - Distensiones musculares
  - Desgarros musculares
- De origen inflamatorio:
  - Polimiositis
  - Dermatomiositis
  - Miositis por cuerpos de inclusión
  - Polimiositis eosinofílica
- De origen metabólico, provocadas por motivos como el hipotiroidismo, la tiroiditis autoinmune, la deficiencia de estrógenos, etc.
- De origen sistémico, como la artritis reumatoide, el lupus eritematoso, la sarcoidosis, la esclerodermia o la hipereosinofilia.
- De origen infeccioso
  - Por bacterias
  - Por parásitos
  - Por hongos
  - Por virus
- De origen hereditario, como la glucogenosis muscular o los trastornos de metabolismo lipídico.
- De origen por medicamentos como los ibuprofenos, la cocaína, la quinina, la lidocaína, etc.
- Originadas por terapias como la implantación de mama, la terapia electroconvulsiva, las transfusiones de plaquetas concentradas o el trasplante alogénico de médula ósea.

- Originadas por vacunas como la hepatitis B, la influenza, la viruela, etc.
- Originadas por toxinas y venenos como el tricoloma ecuestre, la ciguatera, el plomo, etc.
- De origen no inflamatorio, como la fibromialgia (FM), el síndrome del dolor miofascial (SDM), el síndrome fatiga crónica (SFC).
- De origen reumatológico como la polimialgia reumática (Norman, 2007)

A nivel del sistema miofascial podemos encontrar diversas patologías, siendo el SDM y la FM dos de las patologías más importantes, y a las que diversos trabajos le otorgan una mayor importancia dentro del grupo de patologías musculares (Borg-Stein, 2006; Chandola & Chakraborty, 2009; Gerwin, 2005; Norman, 2007). Ambas se engloban dentro de las mialgias (dolor muscular o de origen muscular) no inflamatorias (Gerwin, 2005; Kunczewicz & Samborski, 2009), y son de las que recaban más visitas a los profesionales sanitarios (Chandola & Chakraborty, 2009). Otras patologías musculares engloban procesos reumatológicos como la polimialgia reumática (Norman, 2007).

## 2.1 Síndrome de dolor miofascial

Las primeras referencias del dolor miofascial se remontan al siglo 16, cuando el médico Guillaume Baillous empezó a mencionar en sus trabajos el dolor muscular difuso. Ya en 1816 el médico Balfour asociaba el dolor muscular con la localización en el músculo de engrosamientos y tumores nodulares. Numerosos trabajos, con posterioridad, incluían términos como fibrositis o miogelosis, incluyendo varios trabajos realizados en donde la inyección de suero salino hipertónico provocaba dolor referido en tejidos a distancia. No fue hasta el año 1952 en Travell y Rinzler hablaban por primera vez de unos nódulos que provocaban dolor local y referido a músculo y fascia y que ellos llamaron PGMs. Posteriormente, Travell y Simons elaborarían sus dos manuales llamados “Dolor y disfunción miofascial: El manual de los puntos gatillos”, que a día de hoy sigue siendo empleado para el diagnóstico y el tratamiento de los PGMs (Shah et al., 2015).

El SDM es una de las principales causas por las que los pacientes acuden a centros de atención sanitaria. El término miofascial se refiere a la unidad que forman músculo y fascia, y que puede provocar un dolor agudo que se resuelve en unas pocas semanas provocado por elementos tales como un traumatismo, una lesión, un estiramiento o sobreuso. A veces este dolor puede llegar a prolongarse en el tiempo y provocar una patología más prolongada que puede llegar a provocar dolor referido (que no sigue el trayecto de un nervio y se proyecta a distancia de la zona de dolor original) en otras zonas del cuerpo (Shah et al., 2015). Este dolor es, tanto en el modo agudo como en el crónico, de tipo sordo, profundo, y mal localizado, y rara vez brusco y punzante (Gerwin, 2014). El SDM se caracteriza por dolor muscular, movilidad limitada, debilidad y dolor referido (Saxena, Chansoria, Tomar, & Kumar, 2015).

Por norma general, para el diagnóstico del SDM se requiere la presencia de unas zonas de mayor tensión dentro del músculo con un nódulo palpable especialmente sensible llamado PGM (Gerwin, 2014; Shah et al., 2015). Estos PGMs fueron descritos por Travell y Simons como “un nódulo hiperirritable de dolor focal que se encuentra en una banda tensa de músculo esquelético que es palpable y sensible durante el examen físico” (Fig. 20) (Travell & Simons, 1983). Y aunque los PGMs están asociados al SDM, no son el único mecanismo por el que se existe dolor en el SDM (Shah et al., 2015).

Los PGMs pueden dividirse en:

- PGMs activos. Son los PGMs que provocan dolor en las cercanías de la localización del PGM y que además provocan dolor referido a otras zonas siguiendo con frecuencia un patrón específico. La estimulación de ese PGM activo mediante una fuerte presión realizada con los dedos del terapeuta provocará además una reproducción de los síntomas dolorosos que el paciente reconoce (Shah et al., 2015).
- PGMs latentes. Son los PGMs que, aunque se localizan mediante palpación y al realizar una fuerte presión de ellos, provocan síntomas parecidos a los de los PGMs activos, estos síntomas solo se producen al estimular el PGM y además el paciente no reconoce haberlos

sentido con anterioridad (Shah et al., 2015). Un PGM activo puede progresar a PGM latente (Saxena et al., 2015).

- PGMs secundarios. Es un punto hipersensible en el músculo y que puede volverse activo por la hiperactividad de otro músculo (Chandola & Chakraborty, 2009).
- PGMs satélites. Son PGMs que se activan por la cercanía a otro PGM (Chandola & Chakraborty, 2009).

Los PGMs activos, y en menor grado los PGMs latentes, se relacionan con rigidez muscular, disfunciones y rangos de movimiento acortados (Shah et al., 2015).

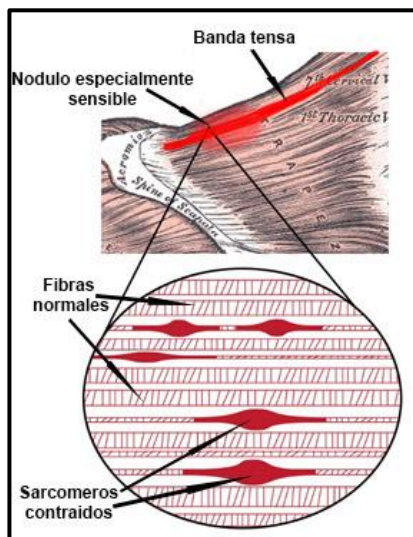


Figura 20 Ejemplo de varios puntos gatillo miofasciales en el trapecio superior (imagen parcialmente adaptada de imagen con licencia libre Creative Commons).

Las teorías por las cuales se inician los PGMs son varias. Los primeros trabajos hablaban de un sobreuso y una sobrecarga muscular en lo que se ha conocido como la “hipótesis Cenicienta”. Esta hipótesis hace referencia a que las fibras musculares tipo I, más pequeñas, son las primeras en reclutarse y las últimas en relajarse en el caso de ejercicios estáticos. Esto provoca que estas fibras estén sometidas a una sobrecarga metabólica que puede ocasionar un daño muscular y una desregularización del calcio que provocarían el PGM (Shah et al., 2015; Zhuang, Tan, & Huang, 2014).

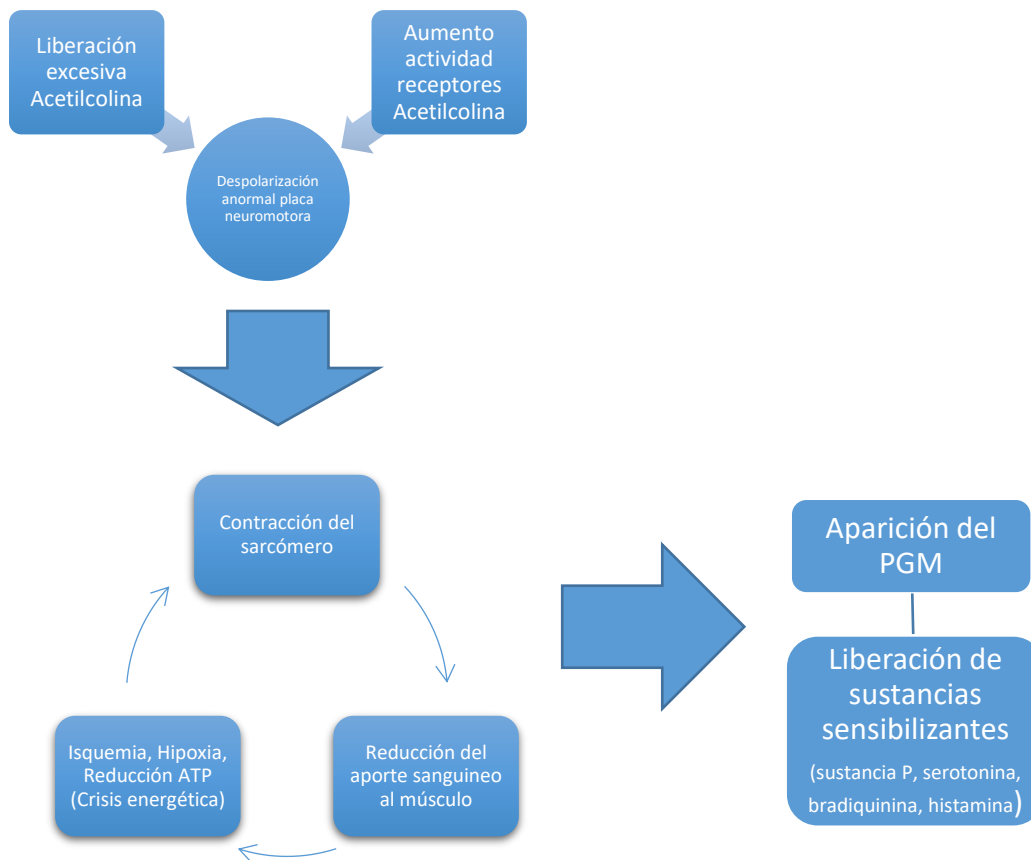
Otra teoría es la llamada la “hipótesis integrada” formulada por Simons (Tabla 3). Esta teoría menciona el sobreuso muscular producido por la realización de contracciones repetidas de bajo nivel realizadas en las actividades de baja intensidad en la vida diaria y en los trabajos sedentarios. Esto produciría una liberación excesiva de acetilcolina en las terminaciones nerviosas y un aumento de la actividad de los receptores de acetilcolina, que provocarían una despolarización anormal de la placa motora, que a su vez origina un aumento de la acidez del medio y de la concentración de calcio. Todo esto llevaría a una contracción muscular por acortamiento de los sarcómeros y, consecuentemente, a una reducción del aporte sanguíneo al músculo que desembocaría en isquemia, hipoxia y reducción de la síntesis de ATP (crisis energética), lo que propicia un acortamiento aun mayor del sarcómero, entrando en un círculo vicioso de aumento de la isquemia y aumento de la contractura del sarcómero que finalizaría en la aparición del PGM y en la liberación de sustancias sensibilizantes (sustancia P, serotonina, bradiquinina, histamina) en las zonas de acortamiento muscular que provocarían el dolor local y referido (Gerwin, Dommerholt, & Shah, 2004; Shah et al., 2015; Simons, 2004; Zhuang et al., 2014).

Posteriores trabajos que tratan de explicar el dolor existente en el SDM, al margen del dolor provocado por los PGMs, hablan de un proceso que incluye una sensibilización del SNC y del periférico. Autores como Shah y col., mencionan que la continua información nociceptiva creada por fibras aferentes no mielínicas, en un proceso llamado inflamación neurogénica, y la liberación de mediadores inflamatorios, por la lesión de los tejidos en los PGMs activos, lleva a una cadena de eventos, que incluyen la liberación de sustancia P y del péptido relacionado con el gen de la calcitonina en los tejidos lesionados, lo que a su vez provoca el desarrollo de una mezcla bioquímica sensibilizante, que mediante otra cadena de procesos generará alodinia local, hiperalgesia, aumento de la sensibilidad local de los tejidos y provocando que el PGM se vuelva aún más doloroso y sensible. Con el tiempo, la continua estimulación de las neuronas aferentes primarias provoca una sensibilización central por una función anormal y cambios estructurales en los ganglios de la raíz dorsal y las neuronas del asta dorsal, provocando alodinia, hiperalgesia, aumento de la zona dolorosa y el

efecto de suma temporal del dolor (Shah et al., 2015). La sensibilización de las neuronas aferentes primarias también provocaría un aumento en la eficiencia sináptica a nivel del asta dorsal, producida por la activación de sinapsis, que hasta ese momento estaban inactivas, a segmentos espinales distantes, lo que provocaría los patrones de dolor referido de los PGMs (Gerwin, 2014; Shah et al., 2015). Además, la sensibilización del SNC, puede desencadenar otra serie de procesos que terminan en un aumento de la actividad del sistema límbico que provoca un aumento del miedo, la ansiedad y el estrés. En el caso de los PGMs latentes, que no provocan dolor a menos que sean estimulados mediante la palpación, se cree que provocan esa respuesta de sensibilización central gracias al envío constante de estímulos dolorosos sub-umbrales que provocarían un proceso de sensibilización en el asta dorsal con los resultados ya mencionados de conseguir provocar dolor referido (Shah et al., 2015).

Tabla 3.

Teoría de la hipótesis integrada de Simons.





Respecto a los factores predisponentes que provocan los PGMs, se pueden encontrar (Chandola & Chakraborty, 2009; Velázquez Rivera et al., 2014; Zhuang et al., 2014):

- Traumatismos por accidentes, lesiones, caídas,... al sistema musculoesquelético o a los discos intervertebrales.
- Posturas inadecuadas y sostenidas. Como las que la mayoría de las personas adquieren durante su vida diaria en el trabajo, al sentarse, ... o las obtenidas por acortamientos musculares, escoliosis, ...
- Sobreuso, que provoca que el músculo no disminuya su actividad produciendo focos de dolor e hiperirritabilidad .
- Psicológicos. Largos periodos de estrés, fatiga, depresión o la falta de sueño provocan una falta de relajación de las fibras musculares por una sobresolicitud permanente.
- Inflamatorios, disfunciones articulares o cicatrices.
- Deficiencias nutricionales del grupo vitamínico B o de minerales
- Isquemia miocárdica
- Falta de ejercicio muscular
- Cambios hormonales como en el caso del síndrome postmenopáusico.
- Obesidad
- Fumadores
- Sufrir frío intenso en algún área del cuerpo como dormir frente a un aire acondicionado.
- La edad provoca que el sistema miofascial envejezca y pierda elasticidad volviéndolo más vulnerable.

El diagnóstico del SDM siempre se ha realizado de forma clínica, mediante una anamnesis de los síntomas y una exploración física:

- Buscando la presencia de PGMs mediante palpación en caso de ser accesible (Shah et al., 2015). Para realizar esta búsqueda el músculo se explora en sentido perpendicular a las fibras musculares, bien pinzándolo con la mano en caso de ser posible o bien comprimiéndolo contra estructuras como el hueso. Y una vez localizada una banda tensa el terapeuta se mueve a lo largo de esa banda hasta localizar

una pequeña área de mayor rigidez y sensibilidad, cuya compresión suele provocar dolor referido y el fenómeno de respuesta de espasmo local (Fig. 21) (Gerwin, 2014).

- Asociando la aparición de respuestas de espasmo local a la presencia de un PGM activo (Shah et al., 2015).
- Provocando el llamado “signo del salto”, que se refiere a la expresión de dolor y de huida del paciente cuando se presiona el PGM (Saxena et al., 2015).
- Explorando la movilidad articular para buscar limitaciones provocadas por el acortamiento muscular o el propio dolor (Gerwin, 2014; Saxena et al., 2015).
- Explorando los patrones de dolor referido al estimular el PGM (Saxena et al., 2015).
- Evaluando la posible debilidad muscular provocada por los PGMs y que no tiene relación con amiotrofia, ni tiene orígenes neuropáticos ni miopáticos (Gerwin, 2014; Saxena et al., 2015).
- Evaluando una posible disrupción en el reclutamiento de músculos que trabajan juntos para realizar un movimiento, pues se conoce que los músculos en los que existen PGMs activos o latentes se reclutan de forma más lenta que los músculos libres de ellos (Gerwin, 2014; Saxena et al., 2015).
- Explorando la existencia de fenómenos asociados por cambios en el sistema nervioso autónomo como hipotermia o lacrimación persistente (Gerwin et al., 2004; Saxena et al., 2015).

Recientes estudios mediante técnicas de imagen han permitido visualizar las bandas tensas dentro del músculo mediante RM y los PGMs mediante elastografía. Además, el examen mediante electromiografía ha revelado descargas de baja amplitud en la placa motora en zonas donde se localizan PGMs activos (Gerwin, 2014; Saxena et al., 2015). Y aunque la palpación se considera como el gold standard para la detección de los PGM, la algometría se postula como el medio ideal para la cuantificación objetiva de los PGMs (Wytrążek, Huber, Lipiec, & Kulczyk, 2015).

Los test de laboratorio no son útiles para el diagnóstico del SDM mas allá de para excluir otro tipo de diagnósticos (Borg-Stein & Iaccarino, 2014; Gerwin, 2014).

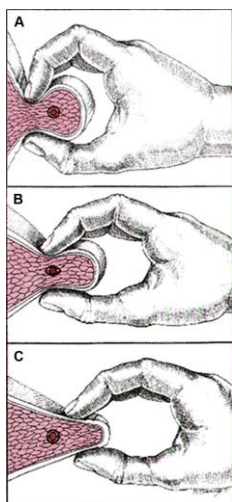


Figura 21. Exploración de un punto gatillo. Extraída de Travel & Simons. (1998). *Myofascial Pain and Dysfunction: The Trigger Point Manual*.

### [2.1.1 Tratamiento del síndrome de dolor miofascial](#)

Por norma general, en terapia se centra en la liberación de los PGMs para mejorar la sintomatología del SDM, restaurar la longitud muscular y eliminar los factores que perpetúan la existencia de los PGMs (Saxena et al., 2015).

El tratamiento mediante medicamentos se usa con frecuencia para tratar el SDM con resultados dispares o con pocos estudios que los avalen en algunos casos, y con objetivos como reducir el dolor muscular, reducir la tensión muscular o mejorar síntomas asociados como las alteraciones del sueño, la ansiedad o mejorar el estado de ánimo. Entre los medicamentos más comúnmente usados se pueden encontrar: los AINES, los relajantes musculares, benzodiazepinas, los antidepresivos, el tramadol, los parches de lidocaina o remedios de venta libre como el fisiocream o el “bálsamo del tigre” (Borg-Stein & Iaccarino, 2014).

Entre los tratamientos que podemos encontrar para tratar los PGMs se pueden encontrar los primeros intentos por parte de Travell y Simons de utilizar inyecciones de anestésicos locales como la procaina, pero este medio

conllevaba serios efectos secundarios como la necrosis muscular, shocks anafilácticos y efectos tóxicos derivados de la acumulación de las dosis de varios tratamientos. Como tratamiento alternativo a éste , entre los años 50 y 80 se emplearon inyecciones salinas para desactivar los PGMs con cierto éxito (Shah et al., 2015).

Los tratamientos mediante las técnicas de “spray and stretch” o simplemente los estiramientos también se emplean con frecuencia para el tratamiento de los PGMs, siendo uno de los medios principales para la resolución de los PGMs gracias al estiramiento que se provoca en el sarcómero, lo que reduce la necesidad de ATP y rompe el círculo de crisis energética que perpetua el PGM. El uso de la terapia mediante estiramientos musculares, es para Simons la base de cualquier tratamiento de los PGMs (Shah et al., 2015). Estos estiramientos se pueden incluir dentro de un programa de estiramientos que el paciente realice de forma autónoma tras un proceso de aprendizaje o ayudados por el terapeuta, programa de entrenamiento al que se le unen ejercicios de fortalecimiento cuando el dolor se ha reducido y se ha recuperado la movilidad completa del músculo (Borg-Stein & Iaccarino, 2014).

El hecho de que las inyecciones con anestésicos tuvieran éxito para tratar los PGMs más allá de un corto periodo tiempo, y estudios que mencionaban que la punción de un ligamento doloroso tenía efectos beneficiosos, llevo a los investigadores a preguntarse si el tratamiento de los PGMs mediante el uso de la punción sin ningún tipo de anestésico podría ser también beneficioso. Esto llevo al nacimiento de la técnica de punción seca en el año 1979 en un trabajo desarrollado por Lewit (K. Lewit, 1979). En su trabajo encontró que el tratamiento mediante punción seca se relacionaba con la severidad del dolor y la precisión para punzar el PGM, consiguiendo una reducción del dolor permanente en el 31% de los casos, de unos meses en el 20 % de los casos y de unas semanas en el 22% de los casos. En la actualidad, al contrario que Lewit que empleó agujas hipodérmicas en su estudio, se emplean agujas de acupuntura para minimizar el dolor y la lesión de los tejidos. Además, se ha establecido que cuando se producen respuestas de espasmo local ante la punción seca se obtienen resultados más inmediatos y más duraderos que cuando esas respuestas de espasmo local no tienen lugar, puede que debido a la bajada a

niveles normales de la sustancia P y del péptido relacionado con el gen de la calcitonina en las zonas de PGMs activos que se producen minutos después de producirse una respuesta de espasmo local (Shah et al., 2015). También se ha descubierto que el tratamiento es eficaz tanto si se aplica directamente sobre el PGM como si se hace sobre la zona de localización del PGM (Saxena et al., 2015; Shah et al., 2015). El tratamiento mediante la punción seca consigue a menudo la reducción de los patrones referidos y relaja la banda tensa, reduciendo o incluso eliminando el aumento de la sensibilidad de la zona (Saxena et al., 2015).

Existen varios estudios que también apoyan el uso de la acupuntura en el tratamiento del SDM, aunque todavía con poca evidencia sobre su efectividad (Borg-Stein & Iaccarino, 2014).

Otro método que ha demostrado efectos positivos en el tratamiento de los PGMs es la aplicación de presión isquémica, que iguala la longitud de los sarcómeros (Shah et al., 2015).

La realización de masaje transversal profundo, combinado con ejercicio también ha demostrado ser útil en el tratamiento de los PGMs, pues como la presión isquémica y el estiramiento muscular, buscan provocar una elongación de los sarcómeros que rompa en círculo de crisis energética (Shah et al., 2015).

El uso de técnicas de electroterapia como el láser, el ultrasonido o el TENS, o el empleo de técnicas como la hipnoterapia también se han empleado en el tratamiento de los PGMs, pero sin más efectos que los de combatir el dolor a corto plazo (Saxena et al., 2015; Shah et al., 2015). Y técnicas como el masaje han demostrado ser útiles en combinación con estiramientos para reducir el dolor muscular (Borg-Stein & Iaccarino, 2014).

La ingesta de glucosamina y metilsulfometano por un largo periodo de tiempo, por sus efectos antiinflamatorios y relajantes, así como de vitamina C, vitamina E, zinc, cobre, ha demostrado efectos beneficiosos (Chandola & Chakraborty, 2009).

Las inyecciones de toxina botulínica han dado resultados diversos, aunque parece ser útil cuando se emplea para tratar problemas biomecánicos

que pueden producir la lesión muscular (Borg-Stein & Iaccarino, 2014; Chandola & Chakraborty, 2009).

Para un correcto tratamiento del SDM todas estas técnicas deberían estar incluidas en un proceso de dos pasos. Un primer paso con la eliminación del dolor mediante la desactivación de los PGMs, la mejora de la circulación en la zona, la reducción de la actividad nociceptiva y el tratamiento de los patrones de fuerza anormales mediante terapias invasivas o no invasivas (Shah et al., 2015). Y en este punto existen estudios que apoyan que el tratamiento mediante técnicas manuales es tan efectivo como el tratamiento con punción seca (Rayegani, Bayat, Bahrami, Raeissadat, & Kargozar, 2014). Y un segundo paso que buscaría mejorar la condición muscular mediante estiramientos musculares, fortalecimiento, movilizaciones neurodinámicas y de las articulaciones, y técnicas ortopédicas (Shah et al., 2015). Incluyendo un programa de educación postural, mecánico y ergonómico e intervenciones que reduzcan el estrés para eliminar los factores predisponentes de aparición de PGMs (Borg-Stein & Iaccarino, 2014; Gerwin, 2005).

## 2.2 Fibromialgia

La FM, una patología que siempre se había asociado con un trastorno sicosomático pero que se ha demostrado lo contrario (Bockman & Eckerson, 2007), engloba una serie de patologías que de forma normal se puede encontrar individualmente en la población en general, pero que en el caso de la fibromialgia tienen una severidad y una distribución que las hace formar una patología propia (Borchers & Gershwin, 2015).

La FM es un problema a nivel mundial, que se cree que puede estar diagnosticada por debajo de su número real, pero que aun así afecta al 2% de la población mundial, afectando en mayor medida a la mujer que al hombre en una proporción de 3 a 1, y afectando poco a las personas entre los 18 y los 30 años, pero aumentando rápidamente a partir de esa edad (Borchers & Gershwin, 2015). En Europa afecta a entre el 2.9% y el 3.8% de la población (Lauche, Cramer, Häuser, Dobos, & Langhorst, 2015), y en España la FM afecta a entre un 2.1% y un 5.7% de la población, ocupando entre un 10% y un 20% de las

consultas de reumatología y entre el 5% y el 8% de las consultas médicas (de Miquel et al., 2010), siendo el segundo trastorno reumatológico más frecuente tras la osteoartritis (Chinn, Caldwell, & Gritsenko, 2016).

La investigación de la FM, en un principio confusa, ha llevado a descubrir que la FM no es un proceso ni autoinmune ni infeccioso. Los primeros estudios que se tienen de la fibromialgia datan de los años 70, cuando se la definió como “síndrome de fibrositis” y se establecieron unos criterios de diagnóstico que comprendían el dolor generalizado, sueño no restaurador, fatiga, rigidez matutina y un mínimo de zonas con “tender points” (TPs) (Fig. 22) (Borchers & Gershwin, 2015). El término fibrositis se acuñó implicando que existía un proceso de inflamación periférica que más tarde se descartaría (Chinn et al., 2016). Estos TPs eran sitios anatómicos que mostraban excesiva sensibilidad a la palpación. Posteriores estudios incluyeron los síntomas de ansiedad, colon irritable, dolores de cabeza, síndrome de Raynaud, síndrome sicca, depresión previa, parestesias y dolor en todo (Borchers & Gershwin, 2015). Pero no fue hasta el año 1990 que el Colegio Americano de Reumatología estableció los criterios que se han empleado hasta ahora para el diagnóstico de la FM, y que incluían presencia de dolor generalizado durante al menos 3 meses (entendiendo por dolor generalizado la presencia de dolor en el esqueleto axial y, al menos, en dos cuadrantes que engloben la parte derecha e izquierda del cuerpo y la parte superior e inferior) y la presencia de dolor a la palpación en 11 de 18 TPs ya establecidos anatómicamente. Esta palpación de los TPs se debe realizar con una fuerza de aproximadamente 4 kg/cm<sup>2</sup> (Borchers & Gershwin, 2015; Wolfe et al., 1990), que en caso de hacerse con el pulgar, es la presión necesaria para volver la uña blanca (Chinn et al., 2016).

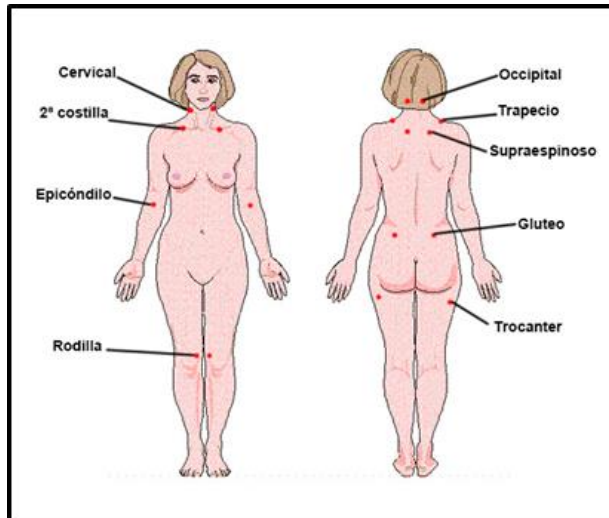


Figura 22. Imagen de la localización de los tender points en pacientes con fibromialgia (imagen parcialmente adaptada de una imagen con licencia libre Creative Commons)

Posteriormente, en el año 2010, el Colegio Americano de Reumatología estableció un nuevo criterio de diagnóstico que no incluía la valoración de los TPs y que no ha sido formalmente aceptado. Este nuevo sistema pretende ser un complemento al anterior, añadiendo una escala de severidad y cambiando el concepto de la fibromialgia, de un síndrome que incluye dolor generalizado y aumento de la sensibilidad, a un síndrome con muchos síntomas, en donde el aumento de la sensibilidad es uno más de ellos (Borchers & Gershwin, 2015; Wolfe et al., 2010).

Entre los síntomas más importantes que se pueden encontrar en la FM están:

- Dolor e hipersensibilidad. El núcleo de los síntomas de los pacientes con FM es el dolor generalizado, continuo, de carácter difuso y que supera incluso al dolor de la artritis reumatoide y al de la espondilitis anquilosante, y que, por norma general, mejora con el reposo, la relajación y el calor, y empeora con el estrés, las tensiones emocionales, los cambios de clima, el frío, los problemas de sueño y el ejercicio intenso (Borchers & Gershwin, 2015). Estos trastornos de la sensibilidad, en los que se ha encontrado una reducción del umbral doloroso (alodinia), una reducción en el umbral del reflejo de retirada



nociceptiva y una respuesta de sumación temporal del dolor, muestran que, como en el caso de los PGMs, existe una sensibilización del SNC producida por un continuo bombardeo nociceptivo (Borchers & Gershwin, 2015; Chinn et al., 2016).

- Sueño. Entre el 70% y el 90% de los pacientes con FM sufren de trastornos del sueño, lo que hace que no gocen de sus efectos reparadores y se asocie con un empeoramiento de los síntomas como el dolor, la fatiga o la ansiedad. Se da la característica de que la asociación entre sueño y dolor es bidireccional, la falta de sueño agrava el dolor, que a su vez contribuye a que no se pueda dormir bien (Borchers & Gershwin, 2015; Chinn et al., 2016).
- Fatiga. Afecta ente el 70% y el 75% de los pacientes con FM, superando a la fatiga encontrada en otros pacientes que sufren enfermedades reumáticas (Borchers & Gershwin, 2015; Chinn et al., 2016).
- Alteraciones cognitivas/fibroniebla. Las dificultades en la concentración, los olvidos y la confusión mental afectan al 76% de los pacientes con FM. Encontrándose otras alteraciones como la falta de atención o la velocidad de procesamiento. El por qué se producen estas alteraciones no está claro. Varias teorías mencionan a la depresión, la fatiga, el dolor, la alteración morfológica de la materia gris, la falta de interés a la hora de rellenar los cuestionarios para detectar las alteraciones cognitivas, o los tratamientos farmacológicos como posible origen de estas alteraciones (Borchers & Gershwin, 2015).
- Depresión/ansiedad. Entre el 20% y el 86% de los pacientes con FM sufren depresión, y entre el 27% y el 60% sufren ansiedad (Borchers & Gershwin, 2015; Chinn et al., 2016).
- Otros síntomas que se pueden encontrar en pacientes con fibromialgia son la obesidad (Borchers & Gershwin, 2015), problemas digestivos, dolores de cabeza, enfermedad de reflujo gastroesofágico, vejiga irritable o hiperactiva, dolor pélvico, trastorno temporomandibular, síndrome de Raynaud o la xeroftalmia (Binkiewicz-Glińska et al., 2015).

Respecto a los estudios de laboratorio de la FM:

- El estudio de la musculatura ha detectado alteraciones a nivel mitocondrial, una distribución anormal del oxígeno en los tejidos que podría indicar una alteración de la microcirculación capilar y alteraciones en el reclutamiento de las unidades motoras seguramente debido a una adaptación del SNC a los estímulos dolorosos (Borchers & Gershwin, 2015).
- La genética se ha estudiado como uno de los mecanismos que puede originar la FM debido a la tasa de afectación que tienen en las unidades familiares, pero el estudio de los genes candidatos (relacionados con la FM) y del estudio en el genoma del SNP (polimorfismo de un solo núcleo) no ha mostrado relación entre ellos y la FM, lo que hace pensar, que la FM, al ser un síndrome tan heterogéneo también pueda tener una alteración genética heterogénea no descubierta todavía (Borchers & Gershwin, 2015). Aunque hay tres genes que se ha encontrado en un 35% de los sujetos con FM (el gen que determina la reacción y la sensibilidad al dolor, el gen de la calidad del sistema antinociceptivo y el gen de la bioquímica de la sensación del dolor) (Binkiewicz-Glińska et al., 2015).
- Los estudios mediante neuroimagen, usando PET y SPECT, han mostrados alteraciones en la estructura y las funciones cerebrales de los pacientes con FM, como cambios en el volumen y la densidad de la materia gris, reducciones en el flujo sanguíneo cerebral o alteraciones en la conectividad funcional entre áreas del cerebro relacionadas con el dolor y su modulación, (Borchers & Gershwin, 2015).
- Algunos test de laboratorio han encontrado hallazgos como un aumento significativo en las citoquinas proinflamatorias IL-8 y TNF  $\alpha$ , así como niveles plasmáticos elevados de MCP-1 y eotaxina y un bajo nivel de cortisol sérico (Chandola & Chakraborty, 2009). También se han encontrado altas concentraciones de sustancia P en el fluido espinal y deficiencia de serotonina (Gerwin, 2005).

### 2.2.1 Tratamiento de la fibromialgia

El tratamiento de la FM se realiza desde una perspectiva multimodal mediante la educación del paciente, las terapias cognitivo-conductuales, el ejercicio y la terapia farmacológica (Borchers & Gershwin, 2015).

Diversos tratamientos farmacológicos se emplean con frecuencia en el tratamiento de la FM, buscando una reducción de los síntomas. Entre estos tratamientos se pueden encontrar, por ejemplo, mezclas de pregabalina oral, antiepilépticos, analgésicos y ansiolíticos; fármacos antidepresivos que combinados con noradrenalina y serotonina producen un efecto analgésico; tropisetron por su efecto analgésico o relajantes musculares centrales combinados con analgésicos (Borg-Stein, 2006).

Dentro de los tratamientos no farmacológicos podemos encontrar técnicas para mejorar la postura y reducir la tensión muscular y de las articulaciones, masajes, la aplicación de técnicas de frío y calor, el yoga, técnicas de electroterapia como el ultrasonidos, el láser o el TENS (Binkiewicz-Glińska et al., 2015; Chandola & Chakraborty, 2009), terapia cognitiva conductual, ejercicios de bajo impacto, divertidos, asumibles y de fácil adhesión (Binkiewicz-Glińska et al., 2015; Borchers & Gershwin, 2015). Las terapias alternativas como la acupuntura, la electroacupuntura o la moxibustión, no han mostrado ser útiles en el tratamiento de la FM. Por el contrario, la terapia mediante masajes con una duración mayor a 5 semanas ha demostrado mejorar los síntomas del dolor, la ansiedad y la depresión (Chinn et al., 2016). La terapia mediante la administración de oxígeno hiperbárico sí ha mostrado efectos positivos en la reducción del dolor y en la mejora de la calidad de vida de los pacientes con FM (Bazzichi et al., 2016).

### 2.3 Síndrome de dolor miofascial vs fibromialgia

La FM y el SDM son ambos problemas que aumentan la sensación dolorosa en el músculo y con tanto puntos en algunas ocasiones se considera el SDM como un subtipo de FM (Chandola & Chakraborty, 2009). Además, a menudo conviven en el mismo paciente (Borg-Stein, 2006).

La FM se diferencia del SDM en que el primero provoca dolor generalizado y distribuido de forma simétrica, además provoca alteraciones del sueño y del ánimo, mientras que el segundo provoca dolor local o regional en una zona limitada del cuerpo y no está relacionado a trastornos del sueño o del ánimo (Shah et al., 2015). Además, en la FM, el papel fundamental lo juega la reducción del umbral doloroso, mientras que en el SDM lo juega la sensibilización central. Otra diferencia importante entre ambos síntomas, es que, mientras que en el SDM la localización de los PGMs sirve para el diagnóstico y como medio de tratamiento, en la FM la exploración de los TPs solo sirve como medio diagnóstico (Kuncewicz & Samborski, 2009).

Como punto de unión entre ambos síndromes podemos encontrar una clínica muy similar, que a veces hace que ambos síndromes se confundan y que incluye dolor muscular y aumento de la sensibilidad, con la localización de unos puntos especialmente sensibles en el musculo que en la FM se llaman TPs y en el SDM se llaman PGMs, además esos puntos pueden encontrarse en localizaciones similares en ambos síndromes, como es el caso del trapecio, el supraespinoso, el epicóndilo o el glúteo (Borchers & Gershwin, 2015; Kuncewicz & Samborski, 2009). La manipulación de PGMs activos en pacientes con FM ha mostrado ser capaz de reproducir el patrón de dolor sentido por dichos pacientes, además la intensidad del dolor sufrido por los pacientes con FM se ha encontrado relacionada con el número de PGMs encontrados (Borchers & Gershwin, 2015). También se han desarrollado trabajos que relacionan el SDM con trastornos del ánimo y del sueño como pasa con la FM (Borg-Stein & Iaccarino, 2014; Shah et al., 2015) y en ambos síndromes se puede encontrar una pérdida de fuerza muscular y un aumento en la liberación de neuromoduladores como la sustancia P (Kuncewicz & Samborski, 2009).

## 2.4 Síndrome Fatiga Crónica

El SFC, es junto con la FM, la polimialgia reumática y el SDM una de las patologías más frecuentes y que están marcadas por el dolor muscular (Bockman & Eckerson, 2007; Borg-Stein, 2006; Chandola & Chakraborty, 2009).

El SFC es un síndrome de origen desconocido, donde se han valorado causas infecciosas, inmunológicas, neurológicas y psiquiátricas por las características de sus síntomas (Bockman & Eckerson, 2007). Los estudios actuales se encaminan a estudiarlo como un problema multifactorial, centrándose en el estudio de sistema suprarrenal e inmune, la genética, el modelo biopsicosocial, el sueño y la nutrición (Yancey & Thomas, 2012). Está caracterizado por la presencia de varios síntomas que podría sugerir una patología inmunológica o infecciosa, con o sin fatiga mental como (Bockman & Eckerson, 2007):

- Dolor muscular
- Dolor articular
- Fatiga incapacitante de al menos 6 meses de duración.
- Síntomas gripales
- Trastornos neuropsiquiátricos
- Además de estar asociada a la fibromialgia, migrañas, colon irritable y depresión.

Como se puede ver, el SFC comparte muchos síntomas con el SDM y la FM, compartiendo también con ambos, sobre todo con la FM, la dificultad de su diagnóstico, donde se requiere se cumplan una serie de requisitos que serían: el sufrir fatiga incapacitante de al menos 6 meses de duración, con una reducción de al menos un 50% de la actividad, y cumplir al menos 4 o más síntomas físicos de una lista que comprendería la fiebre leve, el dolor de garganta, dolor en los ganglios linfáticos, mialgia, debilidad muscular, fatiga postejercicio (mayor a 24 horas), dolor de cabeza, dolor articular, sueño no reparador y deterioro de la memoria a corto plazo (Bockman & Eckerson, 2007; Werker, Nijhof, & van de Putte, 2013). No existen pruebas de laboratorio que sean útiles en su diagnóstico excepto para descartar otras posibles causas de la fatiga (Werker et al., 2013; Yancey & Thomas, 2012).

Su tratamiento suele centrarse en el tratamiento de los síntomas, e incluye la realización de ejercicio, una dieta adecuada, dormir adecuadamente, antidepresivos o inhibidores de la captación de serotonina y terapia cognitivo-conductual (Bockman & Eckerson, 2007; Yancey & Thomas, 2012).

## 2.5 Otros tipos de mialgias

### 2.5.1 Polimialgia reumática

El reumatismo es un término difuso que agrupa patologías agudas o crónicas que comparten una serie de síntomas (Bockman & Eckerson, 2007):

- Inflamación
- Dolor y rigidez muscular
- Dolor articular
- Dolor en otras estructuras relacionadas con el sistema musculoesquelético.

A su vez, la mialgia se define como el dolor muscular difuso con aumento de la sensibilidad y que suele estar asociado a procesos reumatológicos (Bockman & Eckerson, 2007).

En el caso de la polimialgia reumática, se considera un síndrome reumatoide, que suele tener un componente inflamatorio, y que sobre todo afecta a caucásicos mayores de 50 años, afectando más a mujeres que a hombres en una proporción de 2:1 (Bockman & Eckerson, 2007; Pipitone & Salvarani, 2013). Su origen es desconocido, aunque se sospecha que podría tener un detonante infeccioso y con características genéticas al afectar mayormente a caucásicos (Pipitone & Salvarani, 2013). Y se caracteriza por (Bockman & Eckerson, 2007; Pipitone & Salvarani, 2013):

- Dolor bilateral difuso en la cintura escapular, en la cadera y en el cuello, de mayor intensidad por las noches y que se irradia a rodillas y codos.
- Rigidez matutina
- Rigidez después de realizar una actividad
- Dolencias sistémicas (malestar, fiebre, depresión y pérdida de peso).
- Artritis.
- A veces cursando con sinovitis y alteraciones del sueño

Los test de laboratorio muestran una elevación de la sedimentación de los eritrocitos, anemia leve, trombocitosis (Bockman & Eckerson, 2007), una

elevación de los marcadores inflamatorios (Pipitone & Salvarani, 2013). Y en las técnicas por imagen la RM y el US han contribuido a observar patologías asociadas comúnmente a la polimialgia, como la bursitis, la tenosinovitis y la sinovitis (Pipitone & Salvarani, 2013, 2013).

El tratamiento de la polimialgia reumática se realiza mediante AINES, o corticoides (a veces acompañados por inmunosupresores en tratamientos de larga duración) en caso de no responder a los primeros o presentar un cuadro severo (Bockman & Eckerson, 2007; Pipitone & Salvarani, 2013). Con el tratamiento adecuado la polimialgia reumática se resuelve en un periodo de uno a cuatro años (Bockman & Eckerson, 2007).

### [2.5.2 Artritis reumatoide](#)

La artritis reumatoide es una enfermedad autoinmune que cursa con inflamación de la sinovial y destrucción de las articulaciones. Afecta más a mujeres que a hombre, y su aparición aumenta con la edad, causando incapacidad, dolor, depresión y fatiga, y afectando a la vida personal y profesional del sujeto, llegando a reducir la esperanza de vida (Coates, FitzGerald, Helliwell, & Paul, 2016), cursando además con dolor y debilidad muscular (Younger, 2014). Tiene un factor genético, pues se hereda entre el 50% y el 60% de las veces, identificándose varios genes que tienen que ver con su aparición. Su tratamiento se suele realizar mediante tratamiento farmacológico empleando elementos como el metotrexato, fármacos antirreumáticos modificadores de la enfermedad, los glucocorticoides o los inhibidores de TNF (Coates et al., 2016).

### [2.5.3 Polimiositis y dermatomiositis](#)

Ambas son miopatías inflamatorias de origen desconocido, que generalmente afecta más a mujeres adultas y raramente a niños en el caso de la polimiositis, y tanto a mujeres como a niños en el caso de la dermatomiositis. Ambas se caracterizan por debilidad e inflamación crónica del músculo esquelético, y cursan con debilidad muscular que tiene una evolución de semanas o meses, de predominio simétrico y proximal, y que no afecta a los músculos

extraoculares, también pudiendo sufrir mialgias, aunque en menor medida. Su diagnóstico se realiza mediante la exclusión de otras patologías que pueden tener una sintomatología similar como las miopatías endocrinas, o las miopatías metabólicas, y mediante el examen físico, donde el examen de erupción cutánea en la dermatomiositis aporta una información importante, y donde el estudio mediante electromiografía, la biopsia muscular y la RM también juegan un papel fundamental. Su tratamiento es principalmente mediante inmunosupresores y terapia física (Findlay, Goyal, & Mozaffar, 2015).

#### 2.5.4 Esclerodermia

La esclerodermia, y más concretamente la esclerodermia sistémica, es una enfermedad crónica autoinmune. Afecta en un mayor número de casos a mujeres que a hombres en una proporción de 6:1, y es la enfermedad reumatológica autoinmune con mayor tasa de mortalidad y morbilidad y con el mayor impacto en la calidad de vida por el amplio número de sistemas afectados. En concreto produce lesiones vasculares, inflamación y fibrosis del tejido conectivo que ocasiona lesiones en la piel, y afecta a pulmones (hipertensión y enfermedad pulmonar intersticial), aparato digestivo (quemaduras retroesternales, disfagia, dolor torácico atípico, náuseas, vómitos y regurgitación), corazón, articulaciones (artralgias y artritis), riñones y sistema neurológico, y una forma específica de esclerodermia cursa con miopatía y debilidad muscular. Además, cursa frecuentemente con fatiga, depresión, trastornos del sueño y disfunción sexual. El diagnóstico se realiza mediante un examen clínico, inmunológico y capilar, y el tratamiento se realiza mediante una combinación de terapia que incluyen el tratamiento farmacológico, tratando los diversos síntomas, rehabilitación, terapia de ejercicio físico, y mediante una intervención educadora con elementos como evitar el tabaco, las drogas que provoquen vasoconstricción y mantener las manos calientes y protegerlas del frío (Desbois & Cacoub, 2016).



### 3. Elastografía en el dolor miofascial

En el estudio del síndrome de dolor miofascial mediante el uso de las imágenes en escala de grises obtenidas por ecografía, uno de los primeros estudios realizados en el año 1999 (Lewis & Tehan, 1999) para tratar de visualizar los PGMs mediante imágenes no dio resultados positivos. Sin embargo, estudios posteriores como el de Sikdar y col. en el año 2009 (Sikdar et al., 2009) o el de Ballyns y col. en los años 2011 y 2012 (Ballyns et al., 2011, 2012), en los cuales se visualizaron los PGMs como zonas elípticas hipoecoicas, o el estudio que Shankar y col. (Shankar & Reddy, 2012, p.) desarrollaron en el año 2012 sí han dado resultados positivos. En este último estudio, realizado sobre un único caso, se visualizó mediante imágenes en dos y tres dimensiones obtenidas mediante ecografía las bandas tensas localizadas en los músculos trapecio y supraespinoso. En dicho estudio reportaron la existencia de zonas hiperecoicas o hipoecoicas, dependiendo del ángulo de incidencia del haz de ultrasonidos, visualizadas mediante imágenes en modo B y en las imágenes en tres dimensiones obtenidas posteriormente mediante reconstrucción de las imágenes de dos dimensiones. Estas zonas de ecogenicidad alterada se correspondían a bandas tensas localizadas mediante palpación en los músculos, y la reconstrucción en tres dimensiones permitió además observar irregularidades en la orientación de los fascículos de dichas bandas.

Dentro del campo de la elastografía se han realizado varios estudios centrados en estudiar las propiedades mecánicas de la musculatura. En varios estudios se menciona la aparición de lesiones de mayor rigidez visualizadas mediante elastografía como zonas hipoecoicas visualizadas mediante el modo B del ecógrafo (Garra, 2015), o se han estudiado patologías como la tortícolis congénita (S. J. Kim et al., 2016), los tumores en el músculo (S. J. Kim et al., 2016), las lesiones musculares (Hug et al., 2015; Low et al., 2016), la miositis (Drakonaki et al., 2012; Low et al., 2016) o se han intentado valorar la fuerza muscular (Hug et al., 2015) o los cambios producidos en el músculos por la edad (Debernard et al., 2011). Otros estudios se han centrado en el estudio de las propiedades mecánicas de la fascia, y como éstas cambian por procesos

patológicos (Kumka & Bonar, 2012; Langevin et al., 2011; Luomala, Pihlman, Heiskanen, & Stecco, 2014).

Un estudio realizado por Jeffrey y col. (Basford & An, 2009) analiza varias investigaciones que se han realizado usando la elastografía por ondas de cizalla mediante ecografía y mediante RM para analizar el tono muscular. En el caso de la elastografía mediante RM los estudios se basan en el hecho de que las ondas de cizalla viajan a mayor velocidad y su longitud de onda es mayor en músculos de mayor rigidez, por ejemplo, por una contracción muscular, que en músculos de menor rigidez. Trasladando estos descubrimientos a sujetos que sufren síndrome de dolor miofascial se ha descubierto que se pueden identificar bandas tensas dentro del músculo, y que además la rigidez de esas bandas (es entre un 50% y un 100% mayor a la del resto del músculo o a la de músculos sin bandas tensas. En el caso de la sonoelastografía por ondas de cizalla, aunque esta técnica no consigue distinguir, sí que los resultados obtenidos de la rigidez muscular para músculos contraídos y relajados han sido similares a los obtenidos mediante RM para bandas tensas y músculos relajados.

Langevin y col. estudiaron el papel de la fascia toracolumbar en el dolor lumbar crónico empleando una técnica basada en el desplazamiento de cizalla entre dos planos de tejido (Langevin et al., 2011). Para ello compararon un grupo control de 50 sujetos sanos con otro grupo de 71 sujetos con dolor lumbar crónico de más de 12 meses de duración. La técnica empleada fue la movilización de la columna lumbar mediante una camilla especial que generaba un movimiento de flexión de 15°, a la vez que se recolectaban imágenes en modo B de la fascia toracolumbar. Para ello se seleccionaba una zona de interés de 1 x 1.5 cm que comprendía la fascia del músculo erector espinal y una fascia más superficial a ésta que se corresponde a la fusión del resto de las fascias que conforman la fascia toracolumbar (músculos de la pared abdominal, serrato posterior y dorsal ancho). De las sucesivas imágenes obtenidas de esta zona se estudió el cizallamiento ocurrido entre estas dos fascias y se procesaron mapas de la elasticidad de esos tejidos en función al desplazamiento acumulado en la zona de interés marcada (Fig. 23). Como resultado del estudio se encontró que aparecía un desplazamiento entre las dos fascias marcadas un 20% menor en los sujetos con dolor lumbar crónico en comparación con los sujetos sanos.

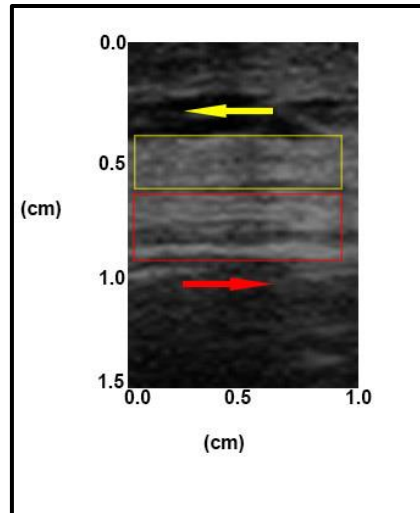


Figura 23. Recreación del estudio de Lagevin y col. Sobre desplazamiento de las fascias toracolumbares en direcciones opuestas. Langevin y col. *Reduced thoracolumbar fascia shear strain in human chronic low back pain.*

En un estudio del año 2012 Ballyns y col. (Ballyns et al., 2012) emplearon la elastografía por ondas de cizalla, usando en este caso un vibrador externo, sobre un fantoma, sobre el músculo bíceps sano y sobre el trapecio de sujetos sin PGMs y sujetos con PGMs. Se obtuvieron los datos de radiofrecuencia de las imágenes obtenidas mediante un ecógrafo, y se analizaron para extraer las mediciones de las velocidades de las ondas de cizalla. En el caso de la visualización de las zonas usando el modo B del ecógrafo, las zonas con PGMs mostraban zonas elípticas hipoecoicas. En el caso del análisis de la velocidad de las ondas de cizalla, tanto en el fantoma con inclusiones rígidas como en el caso de los PGMs, se detectó una interrupción en la velocidad de las ondas de cizalla mostrándose un aumento de la velocidad en las zonas de mayor rigidez.

Maier y col. (Maier, Hayes, & Shinohara, 2013) usaron en el año 2013 la sonoelastografía mediante ondas de cizalla sobre una población limitada (7 mujeres) con PGMs. En su estudio concluyeron que el uso de las técnicas de punción seca sobre el trapecio superior producía una reducción de la rigidez de éste. Reducción de la rigidez que se demostraba de forma cuantificable con un aumento en la velocidad de propagación de las ondas de cizalla en dicho músculo representado por una reducción del módulo elástico del 29.5%.

También se encontró que el cambio de posición desde una posición de sentado a una posición de prono produjo una reducción de la velocidad de propagación de las ondas de cizalla de un 21%.

En el año 2015 Müller y col. (Müller, Aranha, & Gavião, 2015) realizaron un estudio en el que analizaban el uso de la electroacupuntura y la acupuntura en sujetos con síndrome de dolor miofascial. En dicho estudio usaron la imagen en escala de grises y la elastografía por compresión para detectar cambios en los PGMs en los sujetos tratados con acupuntura y electroacupuntura antes y después del tratamiento. El resultado del estudio fue que se detectó una reducción en el dolor de tipo general y local al usar electroacupuntura y sólo de carácter general al usar acupuntura midiendo mediante una escala EVA del dolor. Las imágenes obtenidas mediante escala de grises mostraron una reducción del tamaño de las zonas hipoeoicas marcadas como PGMs, aunque no se detectaron cambios en las mediciones obtenidas mediante la elastografía por compresión.

Ya en el año 2016 otro grupo (Q. Chen et al., 2016) usó la elastografía mediante RM para el estudio de las bandas tensas localizadas del síndrome de dolor miofascial. En este estudio se incluyeron sujetos que sufrieran de dolor en trapecios, se les detectó una banda tensa y se palpó al menos un PGM. Tras pasar por un proceso de obtención de imágenes del trapecio superior mediante la técnica de elastografía por ondas de cizalla, se evaluaron los elastogramas obtenidos en base a tres parámetros de rigidez: la banda tensa, el tejido muscular que rodea la banda y el resto del tejido muscular. El resultado fue la visualización de una zona de mayor rigidez en el músculo que correspondía con la banda tensa y que se orientaba en la dirección de las fibras musculares, concretamente la rigidez descendía desde los 11.5 KPa a los 5.8 KPa de fibras musculares a unos pocos milímetros de la banda tensa. También se detectó que, en un tercio de los sujetos que se habían evaluado mediante palpación como que tenían bandas tensas, éstas no se detectaron mediante la elastografía.

Los primeros trabajos que se realizarían empleando la sonoelastografía de vibración (sonoelasticidad o sonoelastografía) se basarían en el trabajo de Taylor y col. (Taylor et al., 2000) brevemente descrito anteriormente en el apartado de elastografía tridimensional. En dicho trabajo se basan en la teoría

de que, en una lesión en donde existe un aumento de la rigidez en comparación con el tejido circundante, se producirá una reducción de la amplitud de las ondas que viajen por dicha lesión en comparación con el tejido de alrededor. Esta atenuación en la amplitud responde, por lo general, a la norma de que será mayor conforme la frecuencia de la onda de la vibración, la rigidez del tejido o el tamaño de la lesión sean mayores. Estas alteraciones en la amplitud de la vibración pueden ser visualizadas mediante técnicas Doppler como artefactos en la imagen, mostrando un vacío o una alteración en el patrón de la vibración. En este estudio, las vibraciones en el tejido (fantomas y una próstata ex vivo) serían producidas gracias a un vibrador externo que generaría vibraciones que podían graduarse desde los 300 hasta los 400 Hz. Posteriormente, la transmisión de esas vibraciones por los tejidos se visualizaría mediante técnicas de Doppler color usando el modo de varianza (que añade los tonos amarillos y verdes para identificar turbulencias en el flujo), pues el modo Doppler color convencional, al proporcionar solo información sobre la media de la velocidad lineal, no es útil a la hora de proporcionar información sobre la amplitud de la vibración. Además, en el ecógrafo se modificaron ciertos filtros del modo Doppler color para permitir una mejor visualización de la amplitud de la vibración. Tras este proceso se obtuvieron una serie de imágenes donde se podía observar una inclusión rígida que simulaba un tumor en los fantomas y en la próstata ex vivo.

Un grupo de investigación formado por Sikdar y col. empezaron en el año 2004 a elaborar trabajos, empleando el trabajo de Taylor y col. (Taylor et al., 2000) como base, que desembocarían en el estudio de los PGMs mediante sonoelastografía de vibración (sonoelasticidad). En el año 2005 publicarían un primer trabajo (Sikdar, Beach, Vaezy, & Kim, 2005) en el que usarían un sistema para detectar la amplitud y la frecuencia de vibraciones transmitidas por un tejido, y transcribirlas en un mapa de colores que se superpondría sobre una imagen obtenida en modo B y/o técnicas Doppler-color, gracias a una serie de algoritmos implementados en el propio ecógrafo. Este sistema, que aprovecharía las vibraciones producidas por los remolinos creados por el flujo sanguíneo, permitiría detectar las alteraciones en la vibración producidas por elementos estudiados tales como un bypass vascular en un humano, o una arteria femoral perforada o un bazo cortado en animales.

En el año 2006 (Sikdar, Beach, Paun, Vaezy, & Kim, 2006) desarrollarían un poco más ese concepto elaborando un segundo trabajo de las mismas características, en el que empleaban algoritmos especiales que sorteaban los filtros propios de las técnicas Doppler de los ecógrafos convencionales para detectar vibraciones en los tejidos producidas por sangrados causados por lesiones vasculares. Este sistema permitía una detección del lugar de la lesión y una estimación del grado del sangrado gracias a la obtención de datos cuantitativos de la vibración producida por el sangrado.

Posteriormente, en el año 2008, este grupo se centraría en el estudio de los PGMs (Sikdar, Shah, Gilliams, Gebreab, & Gerber, 2008), realizando el primer estudio que mencionaba la aparición de zonas hipoecoicas que se correspondían con zonas donde se habían localizado PGMs mediante palpación. Para realizar el estudio reclutaron un pequeño grupo de cuatro personas con PGMs latentes en los que se realizó un examen usando el modo B y un examen usando técnicas de sonoelastografía (sonoelasticidad). Para realizar el estudio mediante sonoelastografía se aplicó una vibración al músculo trapecio superior y se emplearon técnicas Doppler para visualizar la vibración en dichos tejidos, concretamente el modo de varianza de color del Doppler pulsado, técnica mediante la cual es posible detectar tejidos que vibraban a una menor amplitud que el resto. Para producir la estimulación de los tejidos emplearon dos técnicas: la primera fue conseguir la vibración de los tejidos usando un pequeño masajeador aplicado a dos o tres centímetros de la zona que se quiere estudiar, y la segunda fue mediante el mismo sistema que se emplea para la sonografía mediante power Doppler usando el frémido vocal, es decir, el sujeto emitía una nota con la voz a un volumen y entonación constante para provocar la vibración de los tejidos. En el análisis de las imágenes obtenidas mediante modo B encontraron que, en las zonas donde se habían localizado mediante palpación la existencia de PGMs, se observaban unas zonas hipoecoicas, de ecotextura heterogénea, y de forma elíptica diferentes al resto del músculo que aparece como isoecoico y de ecotextura homogénea (Fig. 24). Y al aplicar las técnicas de sonoelastografía encontraron que el músculo vibraba de forma uniforme excepto en ciertas zonas donde se observaba una reducción de la amplitud de la vibración, que se correspondía con la zona hipoecoica observada en la imagen

en escala de grises, y que se representaba como una ausencia de color en el mapa de colores superpuesto sobre la imagen en escala de grises (Fig. 24).

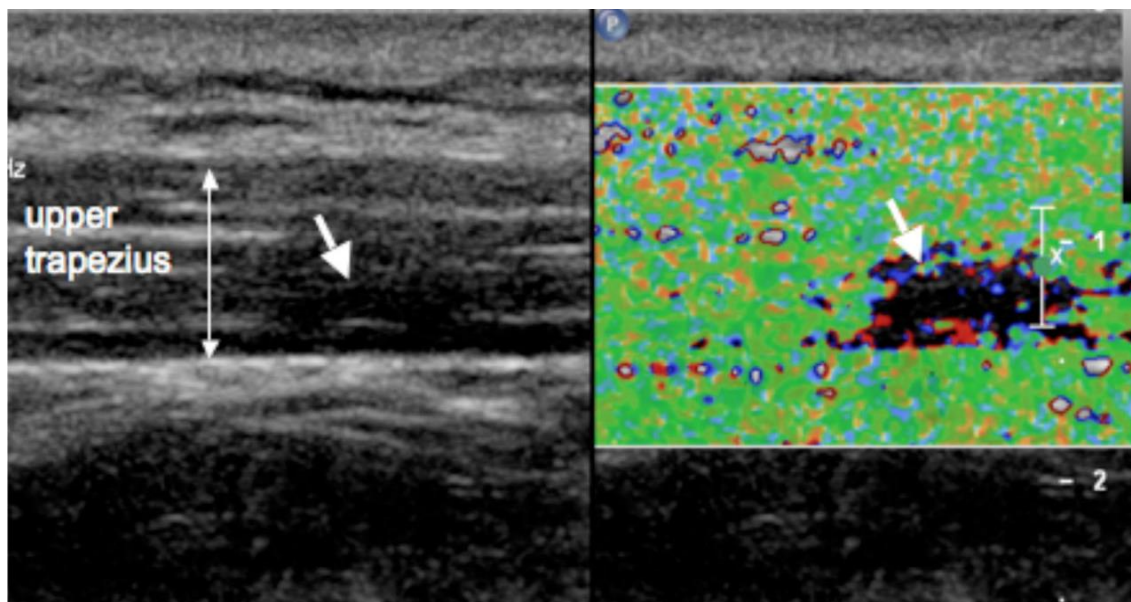


Figura 24. Elastografía de vibración con Doppler color donde se muestra un punto gatillo miofascial que no vibra a la misma amplitud que el resto del músculo. Extraído de Sikdar y col. (2009). *Novel applications of ultrasound technology to visualize and characterize myofascial trigger points and surrounding soft tissue.*

El motivo por cual los PGMs aparecen como zonas hipoecoicas de textura heterogénea en la imagen en escala de grises no está claro. Sikdar y col., en este primer estudio, sostienen que puede deberse a una disrupción en la estructura del músculo y a un cambio en las características de los tejidos debido a la lesión local (Sikdar et al., 2008). En un estudio posterior también mencionan que la zona hipoecoica y heterogénea que se observa podría estar motivada por la presencia de contracturas locales originadas por los PGMs y que provocarían una contracción local de las fibras (Turo et al., 2013).

El grupo de investigación de Sikdar realizó un nuevo estudio (Sikdar et al., 2009) usando la sonoelastografía para el estudio de los PGMs. A diferencia del estudio realizado un año antes, en este estudio añadieron tres nuevas variables: la primera fue el estudio mediante algometría de presión del trapecio superior, la segunda fue el estudio del índice resistivo de los vasos cercanos a los PGMs y

la tercera fue la reconstrucción en tres dimensiones de la zona de localización de PGM en el músculo. En este estudio no emplearon la técnica del frémito vocal para producir la vibración en los tejidos, empleando sólo el vibrador externo. La dinámica del estudio fue similar al anterior, reclutando un total de 9 sujetos que sufrían de dolor cervical agudo de menos de 3 meses de duración, y sometiéndolos a un estudio físico para asegurar la presencia de, al menos, un PGM en el trapecio superior, y dividiendo los PGMs en activos o latentes. Tras este examen se realizó un estudio empleando el modo B del ecógrafo y mediante sonoelastografía por vibración, de forma similar al anterior estudio realizado el año anterior, añadiendo una reconstrucción tridimensional de las imágenes obtenidas mediante el modo B en la zona del PGM. La variable del índice resistivo es una variable comúnmente empleada para el diagnóstico de los vasos sanguíneos, y este estudio se realizó utilizando técnicas Doppler para visualizar los vasos sanguíneos cercanos a los PGMs localizados y la rama ascendente de la arteria transversa del cuello. Los resultados de este estudio fueron similares al anterior, observándose zonas hipoecoicas de ecotextura heterogénea en las zonas donde se habían localizado PGMs mediante palpación, sin encontrar diferencias de tamaño entre PGMs activos y latentes, y obteniendo una reconstrucción tridimensional de esos PGMs. La sonoelastografía mediante vibración también mostró una alteración en el patrón de vibración del tejido donde se localizaban los PGMs de forma similar al anterior estudio. Y el uso del Doppler color sirvió para encontrar diferentes patrones en el índice resistivo de las zonas donde se localizaban PGMs, siendo el más normal de ellos el patrón con un flujo diastólico retrógrado (Índice resistivo mayor a 1) (Fig. 25).

El desarrollo del estudio de la circulación en la cercanía de los PGMs la realizaría el mismo grupo de investigación en un trabajo posterior (Sikdar, Ortiz, Gebreab, Gerber, & Shah, 2010). En este estudio reclutaron sujetos con dolor agudo en la zona cervical y con la presencia de al menos un PGM activo en el trapecio superior que fueron sometidos a un examen mediante técnicas Doppler de los vasos sanguíneos cercanos a los PGMs. La clasificación de los resultados obtenidos se hizo de acuerdo a los mismos parámetros del estudio anterior, encuadrando las zonas estudiadas dentro de una de estas cuatro categorías: flujo de alta resistencia sin flujo diastólico, flujo diastólico elevado, oscilación del



flujo en la diástole temprana y flujo retrógrado sostenido en la diástole. En este estudio también se recreó un modelo del flujo en un vaso sanguíneo en un vaso con una alta resistencia al paso del flujo sanguíneo y otro vaso con una resistencia normal al paso del flujo sanguíneo. En los resultados de este estudio se obtuvieron, en un elevado número de casos, un tipo de forma de onda del flujo donde se observaba un flujo retrógrado en la diástole y velocidades sistólicas elevadas en las zonas cercanas a un PGM activo. La recreación de los modelos de flujo orientó hacia dos factores que pueden contribuir a estos resultados: la elevada resistencia al paso del flujo sanguíneo por la compresión del vaso y al volumen vascular aumentado que se acumula en la zona previa a la compresión. En este estudio atribuyen el aumento de la resistencia al flujo sanguíneo a la compresión que se produce en los vasos sanguíneos debido a factores como la contractura presente en las zonas de localización de los PGMs, a factores inflamatorios de la propia lesión o incluso a la geometría del propio trapecio superior que ejercería presión sobre el vaso. También se señala que el volumen vascular aumentado podría estar provocado por factores bioquímicos que, mediante la producción de mediadores pro-inflamatorios y otros neuropéptidos, podrían provocar vasodilatación y angiogénesis. Esta misma teoría es mencionada en un trabajo posterior (Ballyns et al., 2011).

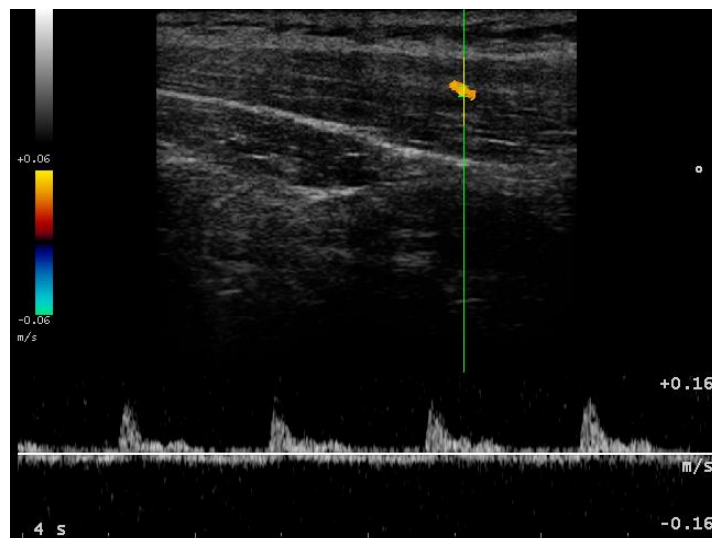


Figura 25. Ejemplo de flujo retrógrado en diástole en un vaso cercano a un punto gatillo activo.

En el año 2011 Ballyns y col. (Ballyns et al., 2011) siguen esta línea de trabajo abierta sobre sonoelastografía (sonoelasticidad) aplicada a los PGMs estudiando en este caso sujetos con dolor cervical. Para ello reclutaron un total de 44 sujetos con PGMs activos o latentes. Usando las mismas técnicas empleadas por Sikdar y col. en su estudio sobre los PGMs encontraron que el uso de técnicas Doppler sobre los vasos sanguíneos mostraba con mayor frecuencia un flujo pulsátil (índice de pulsatilidad) más elevado y un flujo retrógrado diastólico en zonas próximas a PGMs en comparación a zonas de músculo normal, no encontrando diferencias entre los índices resistivos entre ambas zonas. El índice de pulsatilidad es, como el índice resistivo, un valor usado normalmente para valorar el flujo sanguíneo en el tejido muscular y las extremidades inferiores. También encontraron que el uso de la sonoelastografía detectaba un mayor tamaño de los PGMs visualizados en caso de ser PGMs activos, un menor tamaño en el caso de PGMs latentes y menores aún en el caso de músculos donde no se había detectado PGM.

Avanzando un poco más en estos trabajos, en el año 2013 Turo y col. (Turo et al., 2013) realizaron un trabajo usando ecografía y sonoelastografía para estudiar el trapecio superior de sujetos con dolor cervical crónico (de una duración mayor a 3 meses) y que poseían PGMs. Como grupo control usaron otro grupo con sujetos sin dolor cervical y sin PGMs. Durante este estudio se empleó un filtro especial llamado filtro de entropía para analizar las zonas hipoeoicas en las imágenes obtenidas en modo B, y que fue aplicando mediante el software MATLAB. Dicho filtro arroja una medida estadística de la probabilidad de la distribución de la escala de grises de una zona de interés en una imagen, y se ha usado en el tejido del corazón, del cerebro y del hígado para diferenciar estructuras normales de anormales. Este estudio encontró diferencias entre los sujetos con dolor y los sujetos sin dolor, al analizar la ecotextura del músculo con ayuda del filtro de entropía, en las zonas donde se identificaron los PGMs. Aunque dicho análisis no mostró diferencias entre zonas de músculo normales (donde no se detectaron PGMs) de sujetos con dolor en comparación con zonas normales de sujetos sin dolor. El mismo resultado se obtuvo usando las técnicas de sonoelastografía, que además daba un paso más, arrojando diferencias entre

zonas de presencia de PGMs, zonas de músculo normal en sujetos con dolor y zonas de músculo normal en sujetos sin dolor.

Posteriormente, en el año 2014, el mismo grupo de investigadores (Turo et al., 2015) expusieron un método para tratar de cuantificar la sonoelastografía llamado el “índice de heterogeneidad mecánica”. Este índice hace referencia a las diferencias en la estructura que mediante palpación se detectan entre los PGMs y la musculatura que lo rodea, diferenciando entre músculos que mostraban una estructura en forma de banda, o una cadena de nódulos, o en forma de bultos o como una estructura heterogénea. Para elaborar el índice se definió la proporción entre la zona de mayor rigidez en el trapecio superior y el resto del área del mismo músculo menos rígido que era visible en la imagen en dos dimensiones. Para este estudio reclutaron pacientes con dolor cervical con al menos un PGMs presente mediante palpación. A dichos sujetos se les realizó tres sesiones de punción seca sobre el músculo trapecio superior con una semana de diferencia entre los tratamientos. Se realizaron mediciones mediante sonoelastografía al momento de iniciar el estudio, a las 3 semanas y a las 8 semanas. Como resultado del estudio se detectaron cambios en el índice de heterogeneidad mecánica entre las mediciones realizadas en el momento de inicio, a las 3 semanas y a las 8 semanas, detectándose PGMs que resolvieron y algunos que pasaron de un estado activo a un estado latente. También se encontró un aumento del umbral del dolor a la presión.



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

## OBJETIVOS

Los objetivos de los estudios realizados en la fase experimental serán:

- La comprobación de la efectividad de la técnica de sonoelastografía empleada
- El estudio del uso de la técnica de sonoelastografía por vibración con power Doppler en la discriminación de los “tender points” en sujetos con fibromialgia.
- Comprobar la eficacia de las técnicas manuales en el tratamiento de los puntos gatillo miofasciales mediante el empleo de sonoelastografía por vibración.
- Enfrentar los valores obtenidos mediante técnicas de sonoelastografía por vibración a los valores obtenidos mediante algometría en sujetos con puntos gatillo miofasciales.



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

## BIBLIOGRAFÍA

- Aicher, B., Peil, H., Peil, B., & Diener, H.-C. (2012). Pain measurement: Visual Analogue Scale (VAS) and Verbal Rating Scale (VRS) in clinical trials with OTC analgesics in headache. *Cephalalgia: An International Journal of Headache*, 32(3), 185-197. <https://doi.org/10.1177/0333102411430856>
- Alexander, H., & Miller, D. L. (1979). Determining skin thickness with pulsed ultrasound. *The Journal of Investigative Dermatology*, 72(1), 17-19.
- Allahyari, T., Sahraneshin Samani, A., & Khalkhali, H.-R. (2016). Validity of the Microsoft Kinect for measurement of neck angle: comparison with electrogoniometry. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics: JOSE*, 1-9. <https://doi.org/10.1080/10803548.2016.1219148>
- Al-Mulla, M. R., Sepulveda, F., & Colley, M. (2011). A review of non-invasive techniques to detect and predict localised muscle fatigue. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 11(4), 3545-3594. <https://doi.org/10.3390/s110403545>
- Álvarez, A., B, A., Moreno, T., M, J., Lasanta, J., I, A., & Domínguez Oliván, P. (s. f.). Valoración fisioterápica del paciente con dolor. *Fisioterapia*, 32-41.
- American Physical Therapy association. (2015). Guide to Physical Therapist Practice. Recuperado 5 de agosto de 2016, a partir de <http://guidetoptpractice.apta.org/>
- Andersen, H., Ge, H.-Y., Arendt-Nielsen, L., Danneskiold-Samsøe, B., & Graven-Nielsen, T. (2010). Increased trapezius pain sensitivity is not associated with increased tissue hardness. *The Journal of Pain: Official Journal of the American Pain Society*, 11(5), 491-499. <https://doi.org/10.1016/j.jpain.2009.09.017>
- Ashina, S., Babenko, L., Jensen, R., Ashina, M., Magerl, W., & Bendtsen, L. (2005). Increased muscular and cutaneous pain sensitivity in cephalic region in patients with chronic tension-type headache. *European Journal of Neurology: The Official Journal of the European Federation of*

*Neurological Societies*, 12(7), 543-549. <https://doi.org/10.1111/j.1468-1331.2005.01023.x>

- Aydogan, F., Mallory, M. A., Tukenmez, M., Sagara, Y., Ozturk, E., Ince, Y., ... Golshan, M. (2015). A low cost training phantom model for radio-guided localization techniques in occult breast lesions. *Journal of Surgical Oncology*, 112(4), 449-451. <https://doi.org/10.1002/jso.23984>
- Balius, R., & Sala, X. (2007). *Ecografía Musculo-esquelética* (Edición: 1). Badalona (Barcelona): Paidotribo.
- Ballyns, J. J., Shah, J. P., Hammond, J., Gebreab, T., Gerber, L. H., & Sikdar, S. (2011). Objective sonographic measures for characterizing myofascial trigger points associated with cervical pain. *Journal of Ultrasound in Medicine: Official Journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine*, 30(10), 1331-1340.
- Ballyns, J. J., Turo, D., Otto, P., Shah, J. P., Hammond, J., Gebreab, T., ... Sikdar, S. (2012). Office-based elastographic technique for quantifying mechanical properties of skeletal muscle. *Journal of Ultrasound in Medicine: Official Journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine*, 31(8), 1209-1219.
- Barceló, P., & Iriarte, I. (2015). *Ecografía Musculo-esquelética: Atlas Ilustrado*. Panamericana. Recuperado a partir de <http://www.axon.es/axon/LibroFicha.asp?Libro=106529&T=ECOGRAFIA+MUSCULOESQUELETICA.+ATLAS+ILUSTRADO>
- Barr, R. G. (2014). Elastography in clinical practice. *Radiologic Clinics of North America*, 52(6), 1145-1162. <https://doi.org/10.1016/j.rcl.2014.07.002>
- Basford, J. R., & An, K.-N. (2009). New techniques for the quantification of fibromyalgia and myofascial pain. *Current Pain and Headache Reports*, 13(5), 376-378.
- Bazzichi, L., Giacomelli, C., Consensi, A., Atzeni, F., Batticciotto, A., Di Franco, M., ... Sarzi-Puttini, P. (2016). One year in review 2016: fibromyalgia. *Clinical and Experimental Rheumatology*, 34(2 Suppl 96), S145-149.



- Bellon, E. M., Miraldi, F. D., & Wiesen, E. J. (1979). Performance of evaluation of computed tomography scanners using a phantom model. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 132(3), 345-352. <https://doi.org/10.2214/ajr.132.3.345>
- Bercoff, J., Tanter, M., & Fink, M. (2004). Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 51(4), 396-409.
- Berger, D. (1999). A brief history of medical diagnosis and the birth of the clinical laboratory. Part 1--Ancient times through the 19th century. *MLO: Medical Laboratory Observer*, 31(7), 28-30, 32, 34-40.
- Berquist, T. H. (2004). *Compendio de diagnóstico por imagen en patología musculoesquelética*. McGraw-Hill Interamericana.
- Bianchi, S., & Martinoli, C. (2011). *Ecografía Musculoesquelética*. Madrid. España: Marbán libros. Recuperado a partir de <http://www.journal.com.ar/9788471019547/Ecografía+Musculoesquelética/>
- Binkiewicz-Glińska, A., Bakuła, S., Tomczak, H., Landowski, J., Ruckemann-Dziurdzińska, K., Zaborowska-Sapeta, K., ... Kiebzak, W. (2015). Fibromyalgia Syndrome - a multidisciplinary approach. *Psychiatria Polska*, 49(4), 801-810. <https://doi.org/10.12740/psychiatriapolska.pl/online-first/4>
- Bockman, C. S., & Eckerson, J. (2007). Myalgia. En *xPharm: The Comprehensive Pharmacology Reference* (pp. 1-7). New York: Elsevier. Recuperado a partir de <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780080552323606877>
- Bohannon, R. W. (2015). Muscle strength: clinical and prognostic value of hand-grip dynamometry. *Current Opinion in Clinical Nutrition and Metabolic Care*, 18(5), 465-470. <https://doi.org/10.1097/MCO.0000000000000202>
- Borchers, A. T., & Gershwin, M. E. (2015). Fibromyalgia: A Critical and Comprehensive Review. *Clinical Reviews in Allergy & Immunology*, 49(2), 100-151. <https://doi.org/10.1007/s12016-015-8509-4>

- Bordoni, B., & Zanier, E. (2014). Clinical and symptomatological reflections: the fascial system. *Journal of Multidisciplinary Healthcare*, 7, 401-411. <https://doi.org/10.2147/JMDH.S68308>
- Borg-Stein, J. (2006). Treatment of fibromyalgia, myofascial pain, and related disorders. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 17(2), 491-510, viii. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2005.12.003>
- Borg-Stein, J., & Iaccarino, M. A. (2014). Myofascial pain syndrome treatments. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 25(2), 357-374. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2014.01.012>
- Brenner, A. I., Koshy, J., Morey, J., Lin, C., & DiPoce, J. (2012). The bone scan. *Seminars in Nuclear Medicine*, 42(1), 11-26. <https://doi.org/10.1053/j.semnuclmed.2011.07.005>
- Bronner, S., Agraharasamakulam, S., & Ojofeitimi, S. (2010). Reliability and validity of a new ankle electrogoniometer. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 34(5-6), 350-355. <https://doi.org/10.3109/03091902.2010.493968>
- Cammarota, T., Pinto, F., Magliaro, A., & Sarno, A. (1998). Current uses of diagnostic high-frequency US in dermatology. *European Journal of Radiology*, 27 Suppl 2, S215-223.
- Carson, P. L., Oughton, T. V., Hendee, W. R., & Ahuja, A. S. (1977). Imaging soft tissue through bone with ultrasound transmission tomography by reconstruction. *Medical Physics*, 4(4), 302-309. <https://doi.org/10.1118/1.594318>
- Cathcart, S., & Pritchard, D. (2006). Reliability of pain threshold measurement in young adults. *The Journal of Headache and Pain*, 7(1), 21-26. <https://doi.org/10.1007/s10194-006-0265-7>
- Chaitow, L. (1987). *Soft-Tissue Manipulation: A Practitioner's Guide to the Diagnosis and Treatment of Soft-Tissue Dysfunction and Reflex Activity* (Revised ed. edition). Rochester, Vt. : New York, N.Y.: Healing Arts Press.

- Chaitow, L. (2001). *Terapia Manual: Valoración y Diagnóstico* (1.ª ed.). McGraw-Hill Interamericana de España S.L.
- Chaitow, L., & DeLany, J. W. (2007a). *Aplicación clínica de las técnicas neuromusculares. Extremidades inferiores*. Editorial Paidotribo.
- Chaitow, L., & DeLany, J. W. (2007b). *Aplicación clínica de las técnicas neuromusculares. Parte superior del cuerpo* (Edición: 1). Badalona: Paidotribo.
- Chandola, H. C., & Chakraborty, A. (2009). Fibromyalgia and Myofascial Pain Syndrome-A Dilemma. *Indian Journal of Anaesthesia*, 53(5), 575-581.
- Chaudhry, H., Schleip, R., Ji, Z., Bukiet, B., Maney, M., & Findley, T. (2008). Three-dimensional mathematical model for deformation of human fasciae in manual therapy. *The Journal of the American Osteopathic Association*, 108(8), 379-390.
- Chen, Q., Wang, H., Gay, R. E., Thompson, J. M., Manduca, A., An, K.-N., ... Basford, J. R. (2016). Quantification of Myofascial Taut Bands. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 97(1), 67-73. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.09.019>
- Chen, S., Urban, M. W., Pislaru, C., Kinnick, R., Zheng, Y., Yao, A., & Greenleaf, J. F. (2009). Shearwave Dispersion Ultrasound Vibrometry (SDUV) for Measuring Tissue Elasticity and Viscosity. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, 56(1), 55-62. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2009.1005>
- Chinn, S., Caldwell, W., & Gritsenko, K. (2016). Fibromyalgia Pathogenesis and Treatment Options Update. *Current Pain and Headache Reports*, 20(4), 25. <https://doi.org/10.1007/s11916-016-0556-x>
- Chowdhury, R. H., Reaz, M. B. I., Ali, M. A. B. M., Bakar, A. A. A., Chellappan, K., & Chang, T. G. (2013). Surface electromyography signal processing and classification techniques. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 13(9), 12431-12466. <https://doi.org/10.3390/s130912431>

- Chun, K. J. (2011). Bone densitometry. *Seminars in Nuclear Medicine*, 41(3), 220-228. <https://doi.org/10.1053/j.semnuclmed.2010.12.002>
- Coates, L. C., FitzGerald, O., Helliwell, P. S., & Paul, C. (2016). Psoriasis, psoriatic arthritis, and rheumatoid arthritis: Is all inflammation the same? *Seminars in Arthritis and Rheumatism*. <https://doi.org/10.1016/j.semarthrit.2016.05.012>
- Culjat, M. O., Goldenberg, D., Tewari, P., & Singh, R. S. (2010). A review of tissue substitutes for ultrasound imaging. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 36(6), 861-873. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2010.02.012>
- Czervionke, L. F., Daniels, D. L., Wehrli, F. W., Mark, L. P., Hendrix, L. E., Strandt, J. A., ... Haughton, V. M. (1988). Magnetic susceptibility artifacts in gradient-recalled echo MR imaging. *AJNR. American Journal of Neuroradiology*, 9(6), 1149-1155.
- Dasgeb, B., Kainerstorfer, J., Mehregan, D., Van Vreede, A., & Gandjbakhche, A. (2013). An introduction to primary skin imaging. *International Journal of Dermatology*, 52(11), 1319-1330. <https://doi.org/10.1111/ijd.12048>
- de Miquel, C. A., Campayo, J. G., Flórez, M. T., Arguelles, J. M. G., Tarrío, E. B., Montoya, M. G., ... de la Cámara, A. G. (2010). Interdisciplinary consensus document for the treatment of fibromyalgia. *Actas Españolas De Psiquiatría*, 38(2), 108-120.
- Debernard, L., Robert, L., Charleux, F., & Bensamoun, S. F. (2011). Analysis of thigh muscle stiffness from childhood to adulthood using magnetic resonance elastography (MRE) technique. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 26(8), 836-840. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.04.004>
- Desbois, A. C., & Cacoub, P. (2016). Systemic sclerosis: An update in 2016. *Autoimmunity Reviews*, 15(5), 417-426. <https://doi.org/10.1016/j.autrev.2016.01.007>
- Devroede, G. (1992). Constipation--a sign of a disease to be treated surgically, or a symptom to be deciphered as nonverbal communication? *Journal of Clinical Gastroenterology*, 15(3), 189-191.

- Dhyani, M., Anvari, A., & Samir, A. E. (2015). Ultrasound elastography: liver. *Abdominal Imaging*, 40(4), 698-708. <https://doi.org/10.1007/s00261-015-0373-4>
- Díaz-Rodríguez, N., Garrido-Chamorro, R. P., & Castellano-Alarcón, J. (2007). Ecografía: principios físicos, ecógrafos y lenguaje ecográfico. *SEMERGEN - Medicina de Familia*, 33(7), 362-369. [https://doi.org/10.1016/S1138-3593\(07\)73916-3](https://doi.org/10.1016/S1138-3593(07)73916-3)
- Dill-Müller, D., & Maschke, J. (2007). Ultrasonography in dermatology. *Journal Der Deutschen Dermatologischen Gesellschaft = Journal of the German Society of Dermatology: JDDG*, 5(8), 689-707. <https://doi.org/10.1111/j.1610-0387.2007.06453.x>
- Dondelinger, R. M. (2010). Electromyography--an overview. *Biomedical Instrumentation & Technology*, 44(2), 128-131.
- Drakonaki, E. E., Allen, G. M., & Wilson, D. J. (2012). Ultrasound elastography for musculoskeletal applications. *The British Journal of Radiology*, 85(1019), 1435-1445. <https://doi.org/10.1259/bjr/93042867>
- Escobar, R. G., Munoz, K. T., Dominguez, A., Banados, P., & Bravo, M. J. (2016). Maximal isometric muscle strength values obtained By hand-held dynamometry in children between 6 and 15 years of age. *Muscle & Nerve*. <https://doi.org/10.1002/mus.25180>
- Farasyn, A. D., Meeusen, R., & Nijs, J. (2008). Validity of cross-friction algometry procedure in referred muscle pain syndromes: preliminary results of a new referred pain provocation technique with the aid of a Fischer pressure algometer in patients with nonspecific low back pain. *The Clinical Journal of Pain*, 24(5), 456-462. <https://doi.org/10.1097/AJP.0b013e3181643403>
- Farasyn, A., & Lassat, B. (2016). Cross friction algometry (CFA): Comparison of pressure pain thresholds between patients with chronic non-specific low back pain and healthy subjects. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 20(2), 224-234. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2015.09.005>
- Farina, S., Casarotto, M., Benelle, M., Tinazzi, M., Fiaschi, A., Goldoni, M., & Smania, N. (2004). A randomized controlled study on the effect of two



- different treatments (FREMS AND TENS) in myofascial pain syndrome. *Europa Medicophysica*, 40(4), 293-301.
- Farjad Sultan, S., Shorten, G., & Iohom, G. (2013). Simulators for training in ultrasound guided procedures. *Medical Ultrasonography*, 15(2), 125-131.
- Farkas, C., Hamilton-Wright, A., Parsaei, H., & Stashuk, D. W. (2010). A review of clinical quantitative electromyography. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 38(5), 467-485.
- Faruk, T., Islam, M. K., Arefin, S., & Haq, M. Z. (2015). The Journey of Elastography: Background, Current Status, and Future Possibilities in Breast Cancer Diagnosis. *Clinical Breast Cancer*. <https://doi.org/10.1016/j.clbc.2015.01.002>
- Fernandes, R. S., Dos Santos Ferreira, D., de Aguiar Ferreira, C., Giammarile, F., Rubello, D., & de Barros, A. L. B. (2016). Development of imaging probes for bone cancer in animal models. A systematic review. *Biomedicine & Pharmacotherapy = Biomedecine & Pharmacotherapie*, 83, 1253-1264. <https://doi.org/10.1016/j.biopha.2016.08.039>
- Findlay, A. R., Goyal, N. A., & Mozaffar, T. (2015). An overview of polymyositis and dermatomyositis. *Muscle & Nerve*, 51(5), 638-656. <https://doi.org/10.1002/mus.24566>
- Findley, T., Chaudhry, H., Stecco, A., & Roman, M. (2012). Fascia research--a narrative review. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 16(1), 67-75. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2011.09.004>
- Fitzpatrick, T. B. (2009). *Dermatologia En Medicina General*. Ed. Médica Panamericana.
- Fraile, F. J. C. (2004). *Imagen radiológica: principios físicos e instrumentación*. Elsevier España.
- G, L., K. Y., Mok, K. L., Yuen, C. K., Wong, Y. T., Kan, P. (2016). Evaluation of a commercial phantom and pork meat model for simulation based training of ultrasound guided intravenous catheterisation. *Hong Kong Journal of Emergency Medicine*, 23(3), 153-158.

- Gambichler, T., Jaedicke, V., & Terras, S. (2011). Optical coherence tomography in dermatology: technical and clinical aspects. *Archives of Dermatological Research*, 303(7), 457-473. <https://doi.org/10.1007/s00403-011-1152-x>
- Gao, L., Parker, K. J., Lerner, R. M., & Levinson, S. F. (1996). Imaging of the elastic properties of tissue--a review. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 22(8), 959-977.
- Garcia, M. A. C., & Vieira, T. D. M. M. (2011). Surface electromyography: Why, when and how to use it. *ResearchGate*, 4(1), 17-28.
- García, R., Luis, P., & Rodríguez Pupo, L. (1999). Principios técnicos para realizar la anamnesis en el paciente adulto. *Revista Cubana de Medicina General Integral*, 15(4), 409-414.
- GARCIA-PORRERO. (2003). *Anatomía humana* (Edición: 1). Madrid: McGraw-Hill Interamericana de España S.L.
- Garra, B. S. (2015). Elastography: history, principles, and technique comparison. *Abdominal Imaging*, 40(4), 680-697. <https://doi.org/10.1007/s00261-014-0305-8>
- Génot, C., & Leroy, A. (1988). *Kinesioterapia: evaluaciones, técnicas pasivas y activas del aparato locomotor*. Ed. Médica Panamericana.
- Gentle, C. R. (1988). Mammobarography: a possible method of mass breast screening. *Journal of Biomedical Engineering*, 10(2), 124-126.
- Gerwin, R. D. (2005). A review of myofascial pain and fibromyalgia--factors that promote their persistence. *Acupuncture in Medicine: Journal of the British Medical Acupuncture Society*, 23(3), 121-134.
- Gerwin, R. D. (2014). Diagnosis of myofascial pain syndrome. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 25(2), 341-355. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2014.01.011>
- Gerwin, R. D., Dommerholt, J., & Shah, J. P. (2004). An expansion of Simons' integrated hypothesis of trigger point formation. *Current Pain and Headache Reports*, 8(6), 468-475.

- Gibbs, J., Henderson-Jackson, E., & Bui, M. M. (2016). Bone and Soft Tissue Pathology: Diagnostic and Prognostic Implications. *The Surgical Clinics of North America*, 96(5), 915-962. <https://doi.org/10.1016/j.suc.2016.06.003>
- Gierke, H. E. V., Oestreicher, H. L., Franke, E. K., Parrack, H. O., & Wittern, W. W. V. (1952). Physics of vibrations in living tissues. *Journal of Applied Physiology*, 4(12), 886-900.
- Gkali, C. A., Chalazonitis, A. N., Feida, E., Sotiropoulou, M., Giannos, A., Tsigginou, A., & Dimitrakakis, C. (2015). Breast Elastography: How We Do It. *Ultrasound Quarterly*, 31(4), 255-261. <https://doi.org/10.1097/RUQ.0000000000000180>
- Gratacós, A. R. (2010). *Ecobroncoscopia*. MARGE BOOKS.
- Graven-Nielsen, T., & Arendt-Nielsen, L. (2010). Assessment of mechanisms in localized and widespread musculoskeletal pain. *Nature Reviews. Rheumatology*, 6(10), 599-606. <https://doi.org/10.1038/nrrheum.2010.107>
- Henriksen, M., Klokke, L., Bartholdy, C., Graven-Nielsen, T., & Bliddal, H. (2013). The Associations between Pain Sensitivity and Knee Muscle Strength in Healthy Volunteers: A Cross-Sectional Study. *Pain Research and Treatment*, 2013, 787054. <https://doi.org/10.1155/2013/787054>
- Hidalgo-Lozano, A., Fernández-de-las-Peñas, C., Díaz-Rodríguez, L., González-Iglesias, J., Palacios-Ceña, D., & Arroyo-Morales, M. (2011). Changes in pain and pressure pain sensitivity after manual treatment of active trigger points in patients with unilateral shoulder impingement: a case series. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 15(4), 399-404. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2010.12.003>
- Hofer, M. (2005). *Ultrasound Teaching Manual: The Basics of Performing and Interpreting Ultrasound Scans*. Thieme.
- Horcajadas, Á. J. B., & Rodríguez, L. D. C. (2011). *Ecografía Musculo-esquelética Esencial* (Edición: 1). Madrid: Editorial Médica Panamericana S.A.
- Hoyt, K., Kneezel, T., Castaneda, B., & Parker, K. J. (2008). Quantitative sonoelastography for the in vivo assessment of skeletal muscle



viscoelasticity. *Physics in Medicine and Biology*, 53(15), 4063-4080.  
<https://doi.org/10.1088/0031-9155/53/15/004>

Huang, M., & Schweitzer, M. E. (2014). The role of radiology in the evolution of the understanding of articular disease. *Radiology*, 273(2 Suppl), S1-22.  
<https://doi.org/10.1148/radiol.14140270>

Hug, F., Tucker, K., Gennisson, J.-L., Tanter, M., & Nordez, A. (2015). Elastography for Muscle Biomechanics: Toward the Estimation of Individual Muscle Force. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 43(3), 125-133. <https://doi.org/10.1249/JES.0000000000000049>

Imai, Y., Petersen, K. K., Mørch, C. D., & Arendt Nielsen, L. (2016). Comparing test-retest reliability and magnitude of conditioned pain modulation using different combinations of test and conditioning stimuli. *Somatosensory & Motor Research*, 1-9. <https://doi.org/10.1080/08990220.2016.1229178>

Islam, M. A., Sundaraj, K., Ahmad, R. B., & Ahamed, N. U. (2013). Mechanomyogram for Muscle Function Assessment: A Review. *PLoS ONE*, 8(3). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0058902>

Itoh, A., Ueno, E., Tohno, E., Kamma, H., Takahashi, H., Shiina, T., ... Matsumura, T. (2006). Breast disease: clinical application of US elastography for diagnosis. *Radiology*, 239(2), 341-350.  
<https://doi.org/10.1148/radiol.2391041676>

Izumi, M., Petersen, K. K., Arendt-Nielsen, L., & Graven-Nielsen, T. (2014). Pain referral and regional deep tissue hyperalgesia in experimental human hip pain models. *Pain*, 155(4), 792-800.  
<https://doi.org/10.1016/j.pain.2014.01.008>

Jasaitiene, D., Valiukeviciene, S., Linkeviciute, G., Raisutis, R., Jasiuniene, E., & Kazys, R. (2011). Principles of high-frequency ultrasonography for investigation of skin pathology. *Journal of the European Academy of Dermatology and Venereology: JEADV*, 25(4), 375-382.  
<https://doi.org/10.1111/j.1468-3083.2010.03837.x>

- Jensen, M. P., Turner, J. A., Romano, J. M., & Fisher, L. D. (1999). Comparative reliability and validity of chronic pain intensity measures. *Pain*, 83(2), 157-162.
- Jespersen, A., Amris, K., Graven-Nielsen, T., Arendt-Nielsen, L., Bartels, E. M., Torp-Pedersen, S., ... Danneskiold-Samsoe, B. (2013). Assessment of pressure-pain thresholds and central sensitization of pain in lateral epicondylalgia. *Pain Medicine (Malden, Mass.)*, 14(2), 297-304. <https://doi.org/10.1111/pme.12021>
- Jespersen, A., Dreyer, L., Kendall, S., Graven-Nielsen, T., Arendt-Nielsen, L., Bliddal, H., & Danneskiold-Samsoe, B. (2007). Computerized cuff pressure algometry: A new method to assess deep-tissue hypersensitivity in fibromyalgia. *Pain*, 131(1-2), 57-62. <https://doi.org/10.1016/j.pain.2006.12.012>
- Jiménez Díaz, J. F. (2010). *Eco Musculoesqueletica*. Madrid. España: Marbán libros.
- Joerger, M., & Huober, J. (2012). Diagnostic and prognostic use of bone turnover markers. *Recent Results in Cancer Research. Fortschritte Der Krebsforschung. Progrès Dans Les Recherches Sur Le Cancer*, 192, 197-223. [https://doi.org/10.1007/978-3-642-21892-7\\_10](https://doi.org/10.1007/978-3-642-21892-7_10)
- Julius, D., & Basbaum, A. I. (2001). Molecular mechanisms of nociception. *Nature*, 413(6852), 203-210. <https://doi.org/10.1038/35093019>
- Kallel, F., Prihoda, C. D., & Ophir, J. (2001). Contrast-transfer efficiency for continuously varying tissue moduli: simulation and phantom validation. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 27(8), 1115-1125.
- Kannus, P. (1994). Isokinetic evaluation of muscular performance: implications for muscle testing and rehabilitation. *International Journal of Sports Medicine*, 15 Suppl 1, S11-18. <https://doi.org/10.1055/s-2007-1021104>
- Kim, M. J., Kim, E.-K., Youk, J. H., Lee, J. Y., Kim, B. M., & Oh, K. K. (2006). Application of power Doppler vocal fremitus sonography in breast lesions. *Journal of Ultrasound in Medicine: Official Journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine*, 25(7), 897-906.

- Kim, S. J., Park, H. J., & Lee, S. Y. (2016). Usefulness of strain elastography of the musculoskeletal system. *Ultrasonography (Seoul, Korea)*, 35(2), 104-109. <https://doi.org/10.14366/usg.15072>
- Kim, Y. H. (2016). Ultrasound Phantoms to Protect Patients from Novices. *The Korean Journal of Pain*, 29(2), 73-77. <https://doi.org/10.3344/kjp.2016.29.2.73>
- Klauser, A. S., Miyamoto, H., Bellmann-Weiler, R., Feuchtner, G. M., Wick, M. C., & Jaschke, W. R. (2014). Sonoelastography: musculoskeletal applications. *Radiology*, 272(3), 622-633. <https://doi.org/10.1148/radiol.14121765>
- Kleinerman, R., Whang, T. B., Bard, R. L., & Marmur, E. S. (2012). Ultrasound in dermatology: principles and applications. *Journal of the American Academy of Dermatology*, 67(3), 478-487. <https://doi.org/10.1016/j.jaad.2011.12.016>
- Kremkau, F. W., Ph D. (1997). *Diagnostic Ultrasound: Principles and Instruments* (5th edition). Philadelphia, Pa: W B Saunders Co.
- Kumar, Y., Wadhwa, V., Phillips, L., Pezeshk, P., & Chhabra, A. (2016). MR imaging of skeletal muscle signal alterations: Systematic approach to evaluation. *European Journal of Radiology*, 85(5), 922-935. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2016.02.007>
- Kumka, M., & Bonar, J. (2012). Fascia: a morphological description and classification system based on a literature review. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 56(3), 179-191.
- Kuncewicz, E., & Samborski, W. (2009). Tender points and trigger points--differences and similarities. *Chirurgia Narządów Ruchu I Ortopedia Polska*, 74(6), 367-371.
- Lacarrubba, F., Pellacani, G., Gurgone, S., Verzì, A. E., & Micali, G. (2015). Advances in non-invasive techniques as aids to the diagnosis and monitoring of therapeutic response in plaque psoriasis: a review. *International Journal of Dermatology*, 54(6), 626-634. <https://doi.org/10.1111/ijd.12870>

- Langevin, H. M., Fox, J. R., Koptiuch, C., Badger, G. J., Greenan-Naumann, A. C., Bouffard, N. A., ... Henry, S. M. (2011). Reduced thoracolumbar fascia shear strain in human chronic low back pain. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 12, 203. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-12-203>
- Langevin, H. M., & Huijing, P. A. (2009). Communicating About Fascia: History, Pitfalls, and Recommendations. *International Journal of Therapeutic Massage & Bodywork*, 2(4), 3-8.
- Lauche, R., Cramer, H., Häuser, W., Dobos, G., & Langhorst, J. (2015). A Systematic Overview of Reviews for Complementary and Alternative Therapies in the Treatment of the Fibromyalgia Syndrome. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine: eCAM*, 2015, 610615. <https://doi.org/10.1155/2015/610615>
- Leeuw, M., Goossens, M. E. J. B., Linton, S. J., Crombez, G., Boersma, K., & Vlaeyen, J. W. S. (2007). The fear-avoidance model of musculoskeletal pain: current state of scientific evidence. *Journal of Behavioral Medicine*, 30(1), 77-94. <https://doi.org/10.1007/s10865-006-9085-0>
- Lerner, R. M., Parker, K. J., Holen, J., Gramiak, R., & Waag, R. C. (1988). Sono-Elasticity: Medical Elasticity Images Derived from Ultrasound Signals in Mechanically Vibrated Targets. En L. W. Kessler (Ed.), *Acoustical Imaging* (pp. 317-327). Springer US. Recuperado a partir de [http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-1-4613-0725-9\\_31](http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-1-4613-0725-9_31)
- Lesmes, J. D. (2007). *Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano*. Ed. Médica Panamericana.
- Lewis, J., & Tehan, P. (1999). A blinded pilot study investigating the use of diagnostic ultrasound for detecting active myofascial trigger points. *Pain*, 79(1), 39-44.
- Lewit, K. (1979). The needle effect in the relief of myofascial pain. *Pain*, 6(1), 83-90.
- Lewit, K. (1999). *Manipulative Therapy in Rehabilitation Locomotor System* (Edición: 3). Oxford ; Boston: Butterworth-Heinemann.

- Li, D.-D., Guo, L.-H., Xu, H.-X., Liu, C., Xu, J.-M., Sun, L.-P., ... Xu, X.-H. (2015). Acoustic radiation force impulse elastography for differentiation of malignant and benign breast lesions: a meta-analysis. *International Journal of Clinical and Experimental Medicine*, 8(4), 4753-4761.
- Linglart, A., & Biosse-Duplan, M. (2016). Hypophosphatasia. *Current Osteoporosis Reports*, 14(3), 95-105. <https://doi.org/10.1007/s11914-016-0309-0>
- López, E. J. M. (2002). *Pruebas de aptitud física*. Editorial Paidotribo.
- Low, G., Kruse, S. A., & Lomas, D. J. (2016). General review of magnetic resonance elastography. *World Journal of Radiology*, 8(1), 59-72. <https://doi.org/10.4329/wjr.v8.i1.59>
- Luomala, T., Pihlman, M., Heiskanen, J., & Stecco, C. (2014). Case study: could ultrasound and elastography visualized densified areas inside the deep fascia? *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 18(3), 462-468. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2013.11.020>
- Madsen, E. L., Frank, G. R., Hobson, M. A., Shi, H., Jiang, J., Varghese, T., & Hall, T. J. (2005). Spherical lesion phantoms for testing the performance of elastography systems. *Physics in Medicine and Biology*, 50(24), 5983-5995. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/50/24/015>
- Madsen, E. L., Frank, G. R., Krouskop, T. A., Varghese, T., Kallel, F., & Ophir, J. (2003). Tissue-mimicking oil-in-gelatin dispersions for use in heterogeneous elastography phantoms. *Ultrasonic Imaging*, 25(1), 17-38.
- Madsen, E. L., Hobson, M. A., Shi, H., Varghese, T., & Frank, G. R. (2005). Tissue-mimicking agar/gelatin materials for use in heterogeneous elastography phantoms. *Physics in Medicine and Biology*, 50(23), 5597-5618. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/50/23/013>
- Maher, R. M., Hayes, D. M., & Shinohara, M. (2013). Quantification of dry needling and posture effects on myofascial trigger points using ultrasound shear-wave elastography. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94(11), 2146-2150. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2013.04.021>

- Majumdar, S., & Genant, H. K. (1995). A review of the recent advances in magnetic resonance imaging in the assessment of osteoporosis. *Osteoporosis International: A Journal Established as Result of Cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA*, 5(2), 79-92.
- Malek, M. H., & Coburn, J. W. (2012). The utility of electromyography and mechanomyography for assessing neuromuscular function: a noninvasive approach. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 23(1), 23-32, ix. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2011.11.005>
- Mamalis, A., Ho, D., & Jagdeo, J. (2015). Optical Coherence Tomography Imaging of Normal, Chronologically Aged, Photoaged and Photodamaged Skin: A Systematic Review. *Dermatologic Surgery: Official Publication for American Society for Dermatologic Surgery [et Al.]*, 41(9), 993-1005. <https://doi.org/10.1097/DSS.0000000000000457>
- Mandava, A., Ravuri, P. R., & Konathan, R. (2013). High-resolution ultrasound imaging of cutaneous lesions. *The Indian Journal of Radiology & Imaging*, 23(3), 269-277. <https://doi.org/10.4103/0971-3026.120272>
- Marina, M. E., Botar Jid, C., Roman, I. I., Mihiu, C. M., & Tătaru, A. D. (2015). Ultrasonography in psoriatic disease. *Medical Ultrasonography*, 17(3), 377-382.
- Martini, F. (2009). *Anatomía humana* (Edición: 1). Madrid: ADDISON WESLEY.
- Masala, S., Fiori, R., Bartolucci, D. A., Mammucari, M., Angelopoulos, G., Massari, F., & Simonetti, G. (2010). Diagnostic and Therapeutic Joint Injections. *Seminars in Interventional Radiology*, 27(2), 160-171. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1253514>
- McAleavey, S. A., Menon, M., & Orszulak, J. (2007). Shear-modulus estimation by application of spatially-modulated impulsive acoustic radiation force. *Ultrasonic Imaging*, 29(2), 87-104.
- McAleavey, S., Menon, M., & Elegbe, E. (2009). Shear modulus imaging with spatially-modulated ultrasound radiation force. *Ultrasonic Imaging*, 31(4), 217-234.

- McCullough, E. C., Payne, J. T., Baker, H. L., Hattery, R. R., Sheedy, P. F., Stephens, D. H., & Gedgaudus, E. (1976). Performance evaluation and quality assurance of computed tomography scanners, with illustrations from the EMI, ACTA, and Delta scanners. *Radiology*, *120*(1), 173-188. <https://doi.org/10.1148/120.1.173>
- McIntyre, N. (1995). Evaluation in clinical practice: problems, precedents and principles. *Journal of Evaluation in Clinical Practice*, *1*(1), 5-13.
- McLean, S. A., Clauw, D. J., Abelson, J. L., & Liberzon, I. (2005). The development of persistent pain and psychological morbidity after motor vehicle collision: integrating the potential role of stress response systems into a biopsychosocial model. *Psychosomatic Medicine*, *67*(5), 783-790. <https://doi.org/10.1097/01.psy.0000181276.49204.bb>
- Melia, M., Schmidt, M., Geissler, B., König, J., Krahn, U., Ottersbach, H. J., ... Muttray, A. (2015). Measuring mechanical pain: the refinement and standardization of pressure pain threshold measurements. *Behavior Research Methods*, *47*(1), 216-227. <https://doi.org/10.3758/s13428-014-0453-3>
- Merletti, R., Rainoldi, A., & Farina, D. (2001). Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, *29*(1), 20-25.
- Merskey, H., & Spear, F. G. (1964). The Reliability of the Pressure Algometer. *British Journal of Social and Clinical Psychology*, *3*(2), 130-136. <https://doi.org/10.1111/j.2044-8260.1964.tb00415.x>
- Mlosek, R. K., & Malinowska, S. (2013). Ultrasound image of the skin, apparatus and imaging basics. *Journal of Ultrasonography*, *13*(53), 212-221. <https://doi.org/10.15557/JoU.2013.0021>
- Mourcou, Q., Fleury, A., Diot, B., Franco, C., & Vuillerme, N. (2015). Mobile Phone-Based Joint Angle Measurement for Functional Assessment and Rehabilitation of Proprioception. *BioMed Research International*, *2015*, 328142. <https://doi.org/10.1155/2015/328142>

- Mudgalkar, N., Bele, S. D., Valsangkar, S., Bodhare, T. N., & Gorre, M. (2012). Utility of numerical and visual analog scales for evaluating the post-operative pain in rural patients. *Indian Journal of Anaesthesia*, *56*(6), 553-557. <https://doi.org/10.4103/0019-5049.104573>
- Müller, C. E. E., Aranha, M. F. M., & Gavião, M. B. D. (2015). Two-dimensional ultrasound and ultrasound elastography imaging of trigger points in women with myofascial pain syndrome treated by acupuncture and electroacupuncture: a double-blinded randomized controlled pilot study. *Ultrasonic Imaging*, *37*(2), 152-167. <https://doi.org/10.1177/0161734614546571>
- Nielsen, M. (2012). *Atlas de Anatomía Humana* (Edición: 1). Madrid: Editorial Médica Panamericana S.A.
- Norman, H. R. (2007). Muscle pain syndromes. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, *86*(1 Suppl), S47-58.
- Oestreicher, H. L. (1951). Field and Impedance of an Oscillating Sphere in a Viscoelastic Medium with an Application to Biophysics. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *23*(6), 707-714. <https://doi.org/10.1121/1.1906828>
- Ophir, J., Céspedes, I., Ponnekanti, H., Yazdi, Y., & Li, X. (1991). Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrasonic Imaging*, *13*(2), 111-134.
- Parker, K. J., Dooley, M. M., & Rubens, D. J. (2011). Imaging the elastic properties of tissue: the 20 year perspective. *Physics in Medicine and Biology*, *56*(1), R1-R29. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/56/1/R01>
- Partin, A., Hah, Z., Barry, C. T., Rubens, D. J., & Parker, K. J. (2014). Elasticity estimates from images of crawling waves generated by miniature surface sources. *Ultrasound in Medicine & Biology*, *40*(4), 685-694. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2013.05.019>
- Pipitone, N., & Salvarani, C. (2013). Update on polymyalgia rheumatica. *European Journal of Internal Medicine*, *24*(7), 583-589. <https://doi.org/10.1016/j.ejim.2013.03.003>



- Plinsinga, M. L., Brink, M. S., Vicenzino, B., & van Wilgen, C. P. (2015). Evidence of Nervous System Sensitization in Commonly Presenting and Persistent Painful Tendinopathies: A Systematic Review. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 45(11), 864-875. <https://doi.org/10.2519/jospt.2015.5895>
- Prodi, E., Grassi, R., Iacobellis, F., & Cianfoni, A. (2016). Imaging in Spondylodiskitis. *Magnetic Resonance Imaging Clinics of North America*, 24(3), 581-600. <https://doi.org/10.1016/j.mric.2016.04.005>
- Rainwater, A. J., & McNeil, D. W. (s. f.). Reinventing the algometer: Synopsis of the literature and presentation of a reliable, inexpensive model. *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers*, 23(4), 486-492. <https://doi.org/10.3758/BF03209989>
- Rallan, D., & Harland, C. C. (2003). Ultrasound in dermatology--basic principles and applications. *Clinical and Experimental Dermatology*, 28(6), 632-638.
- Rayegani, S. M., Bayat, M., Bahrami, M. H., Raeissadat, S. A., & Kargozar, E. (2014). Comparison of dry needling and physiotherapy in treatment of myofascial pain syndrome. *Clinical Rheumatology*, 33(6), 859-864. <https://doi.org/10.1007/s10067-013-2448-3>
- Reuss-Borst, M. A. (2014). [Metabolic bone disease osteomalacia]. *Zeitschrift Für Rheumatologie*, 73(4), 316-322. <https://doi.org/10.1007/s00393-013-1285-8>
- Richardson, C., Bernard, S., & Dinh, V. A. (2015). A Cost-effective, Gelatin-Based Phantom Model for Learning Ultrasound-Guided Fine-Needle Aspiration Procedures of the Head and Neck. *Journal of Ultrasound in Medicine: Official Journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine*, 34(8), 1479-1484. <https://doi.org/10.7863/ultra.34.8.1479>
- Rios, L. V. (2010). *Manual de ecografía musculoesquelética* (Edición: 1). Buenos Aires; Madrid, etc: Editorial Médica Panamericana.
- Rouvière, H., & Delmas, A. (2005). *Anatomía humana: descriptiva, topografía y funcional. Volumen 1: Cabeza y cuello*. Elsevier España.

- Rowe, P. J., Myles, C. M., Hillmann, S. J., & Hazlewood, M. E. (2001). Validation of Flexible Electrogoniometry as a Measure of Joint Kinematics. *Physiotherapy*, 87(9), 479-488. [https://doi.org/10.1016/S0031-9406\(05\)60695-5](https://doi.org/10.1016/S0031-9406(05)60695-5)
- Rubin, D. I. (2012). Needle electromyography: basic concepts and patterns of abnormalities. *Neurologic Clinics*, 30(2), 429-456. <https://doi.org/10.1016/j.ncl.2011.12.009>
- Sarvazyan, A., Hall, T. J., Urban, M. W., Fatemi, M., Aglyamov, S. R., & Garra, B. S. (2011). An overview of elastography - An emerging branch of medical imaging. *Current medical imaging reviews*, 7(4), 255-282.
- Saxena, A., Chansoria, M., Tomar, G., & Kumar, A. (2015). Myofascial pain syndrome: an overview. *Journal of Pain & Palliative Care Pharmacotherapy*, 29(1), 16-21. <https://doi.org/10.3109/15360288.2014.997853>
- Schleip, R. (2003a). Fascial plasticity – a new neurobiological explanation: Part 1. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 7(1), 11-19. [https://doi.org/10.1016/S1360-8592\(02\)00067-0](https://doi.org/10.1016/S1360-8592(02)00067-0)
- Schleip, R. (2003b). Fascial plasticity – a new neurobiological explanation Part 2. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 7(2), 104-116. [https://doi.org/10.1016/S1360-8592\(02\)00076-1](https://doi.org/10.1016/S1360-8592(02)00076-1)
- Schleip, R., Duerselen, L., Vleeming, A., Naylor, I. L., Lehmann-Horn, F., Zorn, A., ... Klingler, W. (2012). Strain hardening of fascia: static stretching of dense fibrous connective tissues can induce a temporary stiffness increase accompanied by enhanced matrix hydration. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 16(1), 94-100. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2011.09.003>
- Schleip, R., Jäger, H., & Klingler, W. (2012). What is «fascia»? A review of different nomenclatures. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 16(4), 496-502. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2012.08.001>
- Schliessbach, J., Arendt-Nielsen, L., Heini, P., & Curatolo, M. (2010). The role of central hypersensitivity in the determination of intradiscal mechanical

- hyperalgesia in discogenic pain. *Pain Medicine (Malden, Mass.)*, 11(5), 701-708. <https://doi.org/10.1111/j.1526-4637.2010.00845.x>
- Seifert, M., Nelke, K. H., Noczyńska, A., Łysenko, L., Kubacka, M., & Gerber, H. (2015). Bone markers in craniofacial bone deformations and dysplasias. *Postępy Higieny I Medycyny Doświadczalnej (Online)*, 69, 1176-1181.
- Sekhar, A., Sun, M. R., & Siewert, B. (2014). A tissue phantom model for training residents in ultrasound-guided liver biopsy. *Academic Radiology*, 21(7), 902-908. <https://doi.org/10.1016/j.acra.2014.03.002>
- Seslija, P., Teeter, M. G., Yuan, X., Naudie, D. D. R., Bourne, R. B., Macdonald, S. J., ... Holdsworth, D. W. (2012). Measurement of joint kinematics using a conventional clinical single-perspective flat-panel radiography system. *Medical Physics*, 39(10), 6090-6103. <https://doi.org/10.1118/1.4752205>
- Shah, J. P., Thaker, N., Heimur, J., Aredo, J. V., Sikdar, S., & Gerber, L. (2015). Myofascial Trigger Points Then and Now: A Historical and Scientific Perspective. *PM & R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, 7(7), 746-761. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2015.01.024>
- Shankar, H., & Reddy, S. (2012). Two- and three-dimensional ultrasound imaging to facilitate detection and targeting of taut bands in myofascial pain syndrome. *Pain Medicine (Malden, Mass.)*, 13(7), 971-975. <https://doi.org/10.1111/j.1526-4637.2012.01411.x>
- Shefner, J. M. (2016). Strength Testing in Motor Neuron Diseases. *Neurotherapeutics: The Journal of the American Society for Experimental NeuroTherapeutics*. <https://doi.org/10.1007/s13311-016-0472-0>
- Shellock, F. G., & Powers, C. (2001). *Kinematic MRI of the Joints: Functional Anatomy, Kinesiology, and Clinical Applications*. CRC Press.
- Sikdar, S., Beach, K. W., Paun, M., Vaezy, S., & Kim, Y. (2006). Ultrasonic interrogation of tissue vibrations in arterial and organ injuries: preliminary in vivo results. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 32(8), 1203-1214. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2006.05.002>

- Sikdar, S., Beach, K. W., Vaezy, S., & Kim, Y. (2005). Ultrasonic technique for imaging tissue vibrations: preliminary results. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 31(2), 221-232. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2004.10.003>
- Sikdar, S., Ortiz, R., Gebreab, T., Gerber, L. H., & Shah, J. P. (2010). Understanding the vascular environment of myofascial trigger points using ultrasonic imaging and computational modeling. *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, 2010, 5302-5305. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2010.5626326>
- Sikdar, S., Shah, J. P., Gebreab, T., Yen, R.-H., Gilliams, E., Danoff, J., & Gerber, L. H. (2009). Novel applications of ultrasound technology to visualize and characterize myofascial trigger points and surrounding soft tissue. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(11), 1829-1838. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.04.015>
- Sikdar, S., Shah, J. P., Gilliams, E., Gebreab, T., & Gerber, L. H. (2008). Assessment of myofascial trigger points (MTrPs): a new application of ultrasound imaging and vibration sonoelastography. *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, 2008, 5585-5588. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2008.4650480>
- Simons, D. G. (2004). Review of enigmatic MTrPs as a common cause of enigmatic musculoskeletal pain and dysfunction. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 14(1), 95-107. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2003.09.018>
- Simons, D. G., Travel, J. G., & Simons, L. S. (1998). *Myofascial Pain and Dysfunction: The Trigger Point Manual* (2nd edition). Baltimore: LWW.

- Stamm, T. A., Ploner, A., Machold, K. P., & Smolen, J. (2003). Moberg picking-up test in patients with inflammatory joint diseases: a survey of suitability in comparison with button test and measures of disease activity. *Arthritis and Rheumatism*, 49(5), 626-632. <https://doi.org/10.1002/art.11378>
- Stavros, A. T. (2004). *Breast Ultrasound*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Stecco, C., Macchi, V., Porzionato, A., Duparc, F., & De Caro, R. (2011). The fascia: the forgotten structure. *Italian Journal of Anatomy and Embryology = Archivio Italiano Di Anatomia Ed Embriologia*, 116(3), 127-138.
- Sterling, M. (2011). Pressure algometry: what does it really tell us? *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 41(9), 623-624. <https://doi.org/10.2519/jospt.2011.0106>
- Sterling, M., Treleaven, J., Edwards, S., & Jull, G. (2002). Pressure Pain Thresholds in Chronic Whiplash Associated Disorder: Further Evidence of Altered Central Pain Processing. *Journal of Musculoskeletal Pain*, 10(3), 69-81. [https://doi.org/10.1300/J094v10n03\\_05](https://doi.org/10.1300/J094v10n03_05)
- Stratford, P. W., & Balsor, B. E. (1994). A comparison of make and break tests using a hand-held dynamometer and the Kin-Com. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 19(1), 28-32. <https://doi.org/10.2519/jospt.1994.19.1.28>
- Szabo, T. L. (2013). *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out* (2 edition). Amsterdam ; Boston: Academic Press.
- Szymańska, E., Nowicki, A., Mlosek, K., Litniewski, J., Lewandowski, M., Secomski, W., & Tymkiewicz, R. (2000). Skin imaging with high frequency ultrasound - preliminary results. *European Journal of Ultrasound: Official Journal of the European Federation of Societies for Ultrasound in Medicine and Biology*, 12(1), 9-16.
- Tang, A., Cloutier, G., Szeverenyi, N. M., & Sirlin, C. B. (2015). Ultrasound Elastography and MR Elastography for Assessing Liver Fibrosis: Part 1, Principles and Techniques. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 205(1), 22-32. <https://doi.org/10.2214/AJR.15.14552>

- Taylor, L. S., Porter, B. C., Rubens, D. J., & Parker, K. J. (2000). Three-dimensional sonoelastography: principles and practices. *Physics in Medicine and Biology*, 45(6), 1477-1494.
- Travell, J. G., & Simons, D. G. (1983). *Myofascial pain and dysfunction: the trigger point manual*. Williams & Wilkins.
- Turo, D., Otto, P., Hossain, M., Gebreab, T., Armstrong, K., Rosenberger, W. F., ... Sikdar, S. (2015). Novel Use of Ultrasound Elastography to Quantify Muscle Tissue Changes After Dry Needling of Myofascial Trigger Points in Patients With Chronic Myofascial Pain. *Journal of Ultrasound in Medicine: Official Journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine*, 34(12), 2149-2161. <https://doi.org/10.7863/ultra.14.08033>
- Turo, D., Otto, P., Shah, J. P., Heimur, J., Gebreab, T., Zaazhoa, M., ... Sikdar, S. (2013). Ultrasonic characterization of the upper trapezius muscle in patients with chronic neck pain. *Ultrasonic Imaging*, 35(2), 173-187. <https://doi.org/10.1177/0161734612472408>
- Ulrich, J., Schwürzer-Voit, M., Jenderka, K.-V., & Voit, C. (2014). Sonographic diagnostics in dermatology. *Journal Der Deutschen Dermatologischen Gesellschaft = Journal of the German Society of Dermatology: JDDG*, 12(12), 1083-1098; quiz 1099. <https://doi.org/10.1111/ddg.12525>
- Vaegter, H. B., & Graven-Nielsen, T. (2016). Pain modulatory phenotypes differentiate subgroups with different clinical and experimental pain sensitivity. *Pain*, 157(7), 1480-1488. <https://doi.org/10.1097/j.pain.0000000000000543>
- van der Wal, J. (2009). The architecture of the connective tissue in the musculoskeletal system-an often overlooked functional parameter as to proprioception in the locomotor apparatus. *International Journal of Therapeutic Massage & Bodywork*, 2(4), 9-23.
- Vande Berg, B. C., Malghem, J., Lecouvet, F. E., & Maldague, B. (1998). Magnetic resonance imaging of normal bone marrow. *European Radiology*, 8(8), 1327-1334. <https://doi.org/10.1007/s003300050547>

- Vanderweeën, L., Oostendorp, R. a. B., Vaes, P., & Duquet, W. (1996). Pressure algometry in manual therapy. *Manual Therapy*, 1(5), 258-265. <https://doi.org/10.1054/math.1996.0276>
- Velázquez Rivera, I., Muñoz Vico, M., Velázquez Clavarana, L., García Velasco, P., Zénner del Castillo, A., & Ruiz Olivares, J. (2014). Comparación de resultados obtenidos en el tratamiento del dolor miofascial de la cintura pélvica con toxina botulínica sola y asociada con lidocaína. *Revista de la Sociedad Española del Dolor*, 21(5), 242-253. <https://doi.org/10.4321/S1134-80462014000500003>
- Venkatesh, S. K., & Ehman, R. L. (2015). Magnetic resonance elastography of abdomen. *Abdominal Imaging*, 40(4), 745-759. <https://doi.org/10.1007/s00261-014-0315-6>
- Walker, F. O. (2012). *Ecografía Neuromuscular* (Edición: 1). Barcelona: Elsevier.
- Walsh, J., An, L., Mills, B., Hah, Z., Moalem, J., Miller, M., ... Rubens, D. (2012). Quantitative crawling wave sonoelastography of benign and malignant thyroid nodules. *Otolaryngology--Head and Neck Surgery: Official Journal of American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 147(2), 233-238. <https://doi.org/10.1177/0194599812443339>
- Walton, D. M., Macdermid, J. C., Nielson, W., Teasell, R. W., Chiasson, M., & Brown, L. (2011). Reliability, standard error, and minimum detectable change of clinical pressure pain threshold testing in people with and without acute neck pain. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 41(9), 644-650. <https://doi.org/10.2519/jospt.2011.3666>
- Walton, D. M., Macdermid, J. C., Nielson, W., Teasell, R. W., Reese, H., & Levesque, L. (2011). Pressure pain threshold testing demonstrates predictive ability in people with acute whiplash. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 41(9), 658-665. <https://doi.org/10.2519/jospt.2011.3668>
- Wang, S., & Larin, K. V. (2015). Optical coherence elastography for tissue characterization: a review. *Journal of Biophotonics*, 8(4), 279-302. <https://doi.org/10.1002/jbio.201400108>

- Warszawik-Hendzel, O., Olszewska, M., Maj, M., Rakowska, A., Czuwara, J., & Rudnicka, L. (2015). Non-invasive diagnostic techniques in the diagnosis of squamous cell carcinoma. *Journal of Dermatological Case Reports*, 9(4), 89-97. <https://doi.org/10.3315/jdcr.2015.1221>
- Węgierska, M., Dura, M., Blumfield, E., Żuchowski, P., Waszczak, M., & Jeka, S. (2016). Osteoporosis diagnostics in patients with rheumatoid arthritis. *Reumatologia*, 54(1), 29-34. <https://doi.org/10.5114/reum.2016.58759>
- Welzel, J. (2001). Optical coherence tomography in dermatology: a review. *Skin Research and Technology: Official Journal of International Society for Bioengineering and the Skin (ISBS) [and] International Society for Digital Imaging of Skin (ISDIS) [and] International Society for Skin Imaging (ISSI)*, 7(1), 1-9.
- Werker, C. L., Nijhof, S. L., & van de Putte, E. M. (2013). Clinical Practice: Chronic fatigue syndrome. *European Journal of Pediatrics*, 172(10), 1293-1298. <https://doi.org/10.1007/s00431-013-2058-8>
- Whittaker, R. G. (2012). The fundamentals of electromyography. *Practical Neurology*, 12(3), 187-194. <https://doi.org/10.1136/practneurol-2011-000198>
- Wilson, L. S., & Robinson, D. E. (1982). Ultrasonic measurement of small displacements and deformations of tissue. *Ultrasonic Imaging*, 4(1), 71-82.
- Wolfe, F., Clauw, D. J., Fitzcharles, M.-A., Goldenberg, D. L., Katz, R. S., Mease, P., ... Yunus, M. B. (2010). The American College of Rheumatology preliminary diagnostic criteria for fibromyalgia and measurement of symptom severity. *Arthritis Care & Research*, 62(5), 600-610. <https://doi.org/10.1002/acr.20140>
- Wolfe, F., Smythe, H. A., Yunus, M. B., Bennett, R. M., Bombardier, C., Goldenberg, D. L., ... Sheon, R. P. (1990). The american college of rheumatology 1990 criteria for the classification of fibromyalgia. *Arthritis & Rheumatism*, 33(2), 160-172. <https://doi.org/10.1002/art.1780330203>



- Wortsman, X. (2013). Ultrasound in dermatology: why, how, and when? *Seminars in Ultrasound, CT, and MR*, 34(3), 177-195. <https://doi.org/10.1053/j.sult.2012.10.001>
- Wortsman, X., & Wortsman, J. (2010). Clinical usefulness of variable-frequency ultrasound in localized lesions of the skin. *Journal of the American Academy of Dermatology*, 62(2), 247-256. <https://doi.org/10.1016/j.jaad.2009.06.016>
- Wu, C.-H., Chen, W.-S., Park, G.-Y., Wang, T.-G., & Lew, H. L. (2012). Musculoskeletal Sonoelastography: A Focused Review of its Diagnostic Applications for Evaluating Tendons and Fascia. *Journal of Medical Ultrasound*, 20(2), 79-86. <https://doi.org/10.1016/j.jmu.2012.04.006>
- Wu, Z., Taylor, L. S., Rubens, D. J., & Parker, K. J. (2004). Sonoelastographic imaging of interference patterns for estimation of the shear velocity of homogeneous biomaterials. *Physics in Medicine and Biology*, 49(6), 911-922.
- Wytrązek, M., Huber, J., Lipiec, J., & Kulczyk, A. (2015). Evaluation of palpation, pressure algometry, and electromyography for monitoring trigger points in young participants. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 38(3), 232-243. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2014.12.005>
- Yancey, J. R., & Thomas, S. M. (2012). Chronic fatigue syndrome: diagnosis and treatment. *American Family Physician*, 86(8), 741-746.
- Yeh, C.-H., Hung, C.-Y., Wang, Y.-H., Hsu, W.-T., Chang, Y.-C., Yeh, J.-R., ... Lo, M.-T. (2016). Novel application of a Wii remote to measure spasticity with the pendulum test: Proof of concept. *Gait & Posture*, 43, 70-75. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.10.025>
- Yildiz, S., Bakan, A. A., Aydın, S., Kadioglu, H., Serter, A., Bilgin, S., & Alkan, A. (2014). The effectiveness of power Doppler vocal fremitus imaging in the diagnosis of breast hamartoma. *Medical Ultrasonography*, 16(3), 201-207.
- Ylinen, J. (2007). Pressure algometry. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 53(3), 207.

Younger, D. S. (2014). *Motor Disorders*. Rothstein Publishing.

Zaleska-Dorobisz, U., Kaczorowski, K., Pawluś, A., Puchalska, A., & Inglot, M. (2014). Ultrasound elastography - review of techniques and its clinical applications. *Advances in Clinical and Experimental Medicine: Official Organ Wroclaw Medical University*, 23(4), 645-655.

Zhuang, X., Tan, S., & Huang, Q. (2014). Understanding of myofascial trigger points. *Chinese Medical Journal*, 127(24), 4271-4277.

# MARCO EXPERIMENTAL

## INTRODUCCIÓN

La aparición de nuevas técnicas de sonografía, como la elastografía, que permite el estudio de los cambios en la rigidez en tejidos profundos, y la aparición de varios trabajos, en los que se desarrollaban una de estas técnicas para el estudio de los PGMs, junto a la similitud existente en dos patologías del sistema musculoesquelético tan comunes como el SDM, con sus PGMs y la FM, con sus TPs, llevó a la elaboración de un primer trabajo fin de master. En dicho trabajo se valoraba la posible utilidad de diferentes variables ecográficas en la discriminación de los TPs en pacientes con FM, y llevó a la adquisición de una serie de habilidades, como la valoración del flujo sanguíneo de los territorios musculares mediante el índice resistivo, o el aprendizaje de técnicas de sonoelastografía, y en concreto el de la sonoelastografía por vibración. Las destrezas adquiridas para la elaboración del trabajo fin de master llevo a la producción de un trabajo de investigación en el que se emplearon diferentes indicadores de imagen ecográficos para el estudio de los TPs en el músculo trapecio superior, empleando en concreto: la valoración de la morfología mediante la imagen en escala de grises, el uso de técnicas Doppler color para el estudio de la resistencia de los tejidos al paso del flujo sanguíneo, y el estudio de la elasticidad relativa de la zona mediante sonoelastografía por vibración. Tras este primer trabajo se desarrolló otro trabajo centrado en el estudio de los tejidos blandos, donde la técnica había demostrados ser eficaz para detectar cambios de rigidez en tejidos profundos. Con este objetivo se realizó un estudio donde, mediante el empleo de las mismas variables que en el estudio anterior, se intentó valorar de una forma más objetiva que mediante la algometría, la escala EVA del dolor, o la palpación, el efecto a corto plazo de una terapia manual en el tratamiento de los PGMs. Posteriormente, en esa misma línea de trabajo, un tercer estudio abordó el estudio de la algometría como el método más empleado actualmente para la cuantificación de los PGMs. En este estudio se empleó la sonoelastografía, enfrentándola a la algometría, y valorando la primera como una técnica que pudiese obtener resultados más objetivos y con una mayor

sensibilidad al cambio que la algometría, tras la realización de un tratamiento de terapia manual.

# 1. SONO-MIOGRAFÍA Y SONO-MIOLEASTOGRAFÍA DE LOS TENDER POINTS DE PACIENTES CON FIBROMIALGIA

Publicado en *Ultrasound in Medicine & Biology*, 39(11), (2013). Sono-myography and sono-myoelelastography of the tender points of women with fibromyalgia.

**Muro-Culebras A,PT, MSc<sup>1</sup>**

---

<sup>1</sup>Departamento de Fisioterapia, Universidad de Málaga, Av de Martiricos s/n, 29009, España

**Cuesta-Vargas, AI, PT, PhD<sup>1,2\*</sup>**

---

<sup>1</sup>Departamento de Fisioterapia, Universidad de Málaga, Av de Martiricos s/n, 29009, España

<sup>2</sup>School of Clinical Sciences of Faculty of Health at Queensland Technology University, Australia

\* Autor para correspondencia:

<sup>1</sup>Departamento de Fisioterapia, Universidad de Málaga, Av de Martiricos s/n, 29009, España

Tel: 0034952137551; fax: 0034952051349 E-mail: [acuesta@uma.es](mailto:acuesta@uma.es)

## RESUMEN

La sono-miografía y la sono-mioelastografía se han encontrado útiles en la investigación de los puntos gatillo miofasciales. El objetivo de este estudio fue emplear las mismas técnicas para investigar la morfología, la rigidez y el flujo sanguíneo de los tender points en mujeres con fibromialgia, y compararlos con una muestra de sujetos sanos. Las pruebas de algometría mostraron diferencias significativas entre grupos ( $p < 0,001$ ). Se encontraron zonas elípticas e hipoecoicas en las imágenes del trapecio superior obtenidas mediante ecografía en ambos grupos. No se encontraron diferencias en el número de zonas hipoecoicas entre ambos grupos ( $p = 0,167$ ,  $t = 1.008$ ); tampoco se encontraron diferencias en el flujo sanguíneo entre los grupos. Las áreas hipoecoicas más grandes se encontraron en el grupo de fibromialgia ( $p = 0.139$ ,  $t = 1.317$ ). La sono-mioelastografía no mostró una mayor rigidez en estas áreas en comparación con el resto del músculo. Estos resultados nos llevan a creer que la sono-mioelastografía y la sono-grafía, utilizadas en el diagnóstico de los puntos gatillos miofasciales, no sean útiles para discriminar los tender points.

## INTRODUCCIÓN

La fibromialgia (FM) es una forma no articular de reumatismo con dolor crónico generalizado de origen idiopático. La FM se incluyó en 10ª Revisión de la Clasificación Internacional de Enfermedades en 1991 por la Organización Mundial de la Salud (World Health Organization, 2007). La FM se caracteriza por dolor musculoesquelético generalizado, pero también está asociada con síntomas tales como trastornos del sueño, fatiga y disminución del funcionamiento cognitivo. También tiende a estar acompañada de hallazgos patológicos como la depresión, el síndrome de fatiga crónica, el síndrome de Raynaud, inflamación subjetiva de las articulaciones, hipertensión arterial, artritis reumatoide, poliartritis, bronquitis, diabetes, venas varicosas, ansiedad y migrañas (Lera et al., 2009). La alta prevalencia de la FM la convierte en un problema de salud importante; su prevalencia oscila entre el 0.7% y el 20% en diferentes poblaciones de estudio (Wolfe et al., 2010). En España, su prevalencia oscila desde el 2.1% hasta el 5.7% de la población general, y representa del 10%

al 20% de las visitas al reumatólogo y del 5% al 8% de las consultas médicas (de Miquel et al., 2010). Aunque la FM afecta a la población en general, su prevalencia aumenta con la edad y afecta más a mujeres que a hombres (Huynh, Yanni, & Morgan, 2008). Esto la convierte en una de las causas más frecuentes de dolor musculoesquelético generalizado y crónico. Al igual que su diagnóstico y clasificación, el tratamiento de la FM no está estandarizado; todo tipo de tratamientos, apoyados o no por evidencia científica, se han empleado (Cuesta-Vargas & Adams, 2011; Texas, Nursing, & Family Nurse Practitioner Program, 2005). Por norma general, la FM se diagnostica sobre la base de los criterios diagnósticos del Colegio Americano de Reumatología (ACR), que se establecieron en 1990 (Wolfe et al., 1990). También hay muchas clasificaciones diferentes de la FM (Giesecke et al., 2003; Hassett et al., 2008; Müller, Schneider, & Stratz, 2007; Thieme, Turk, & Flor, 2004). Los criterios de la ACR incluyen antecedentes de dolor generalizado y dolor a la palpación digital en al menos 11 de los 18 “tender points” (TP) o puntos sensibles. El ACR ha desarrollado recientemente un nuevo sistema de evaluación que no depende de los TPs. Su objetivo es complementar los TPs, y también añade una escala de gravedad de los síntomas (Wolfe et al., 2010).

Los TPs se definen como puntos sensibles empleados para diagnosticar la FM. Muchos estudios han citado similitudes entre los TPs y los puntos gatillo miofasciales (PGMs), los cuales incluso se confunden ocasionalmente (Borg-Stein & Stein, 1996). Estos conceptos se encuentran en dos tipos de mialgias no inflamatorias: los TPs en la FM y los PGMs en el dolor miofascial (Kuncewicz & Samborski, 2009).

Los puntos gatillo miofasciales se definen como puntos sensibles y rígidos con una banda tensa palpable de fibras musculares esqueléticas. Estas áreas pueden ser asintomáticas (PGMs latentes) o pueden causar dolor e incluso dolor referido (PGMs) (Simons, Travel, & Simons, 1998). Se han propuesto y desarrollado diversas técnicas de elastografía para obtener imágenes de las propiedades mecánicas relativas de los tejidos: el speckle-tracking se usa para evaluar la función miocárdica, la elastografía de transición emplea la transición de vibraciones de baja frecuencia y ultrasonido mediante pulso-eco, la elastografía de compresión, que utiliza técnicas de correlación para calcular el

mapa de deformación del tejido, la sono-mioelastografía (SME), etc. La SME es una técnica relativamente barata y fácil de emplear, y también se ha validado como un método para la obtención de imágenes de nódulos rígidos en tejidos blandos (Sikdar et al., 2009; Taylor, Porter, Rubens, & Parker, 2000). Algunos estudios han descrito la posibilidad de utilizar la ecografía en el diagnóstico de los PGMs (Sikdar et al., 2009). Estos estudios examinaron las imágenes ecográficas de los PGMs, incluso el flujo sanguíneo en los vasos cercanos a los PGMs se analizó mediante imágenes Doppler. En estudios realizados por Sikdar y col. (Sikdar et al., 2009; Sikdar, Ortiz, Gebreab, Gerber, & Shah, 2010; Sikdar, Shah, Gilliams, Gebreab, & Gerber, 2008) de los PGMs mediante ecografía se obtuvieron imágenes donde las zona elípticas de interés mostraban un área hipoecoica y a los PGMs con una ecotextura heterogénea, que se correspondían con las zonas donde los PGMs se habían localizado mediante palpación. Estas áreas eran marcadamente diferentes del resto del músculo, cuyas imágenes eran isoecoicas y homogéneas (Sikdar et al., 2008). Sikdar también encontró que, empleando la SME junto con la aplicación de vibraciones mediante un agente externo, los PGMs mostraban una mayor rigidez en comparación con el resto del músculo. Los estudios subsecuentes encontraron que los vasos sanguíneos cerca de PGM activos producen a menudo un patrón bifásico en la forma de onda del flujo sanguíneo (Sikdar et al., 2010). La SME ha ganado recientemente mucha atención en la detección de problemas músculo-esqueléticos en tendones y músculos, sobre todo debido a su bajo coste y su naturaleza no invasiva (Park & Kwon, 2011). Nosotros proponemos que es posible aplicar los últimos desarrollos en SME para el examen de los puntos dolorosos del sistema musculoesquelético (PGMs) a los TPs para diagnosticar FM, dadas las mejoras que el procesamiento de imágenes aporta al diagnóstico y al tratamiento biomédico. Por lo tanto, el objetivo de este estudio fue utilizar la sono-miografía y la SME para analizar la morfología, rigidez y flujo sanguíneo de estos TPs en pacientes con FM y compararlos con los de una muestra de pacientes sanos.



## MÉTODO

### Diseño y participantes

En este estudio transversal la SME se empleó para obtener imágenes de los TPs en pacientes con FM, y los resultados se compararon con los de un grupo control.

El comité de ética de la Facultad de Enfermería, Fisioterapia, Podología y Terapia Ocupacional de la Universidad de Málaga aprobó este estudio. Después de obtener el consentimiento escrito e informado de los sujetos, se formaron dos grupos de sujetos compuestos por mujeres de entre 20 y 50 años. El grupo 1 consistía en 16 mujeres con FM, y el grupo 2 consistía en 15 mujeres sanas; los dos grupos eran de características similares. Los criterios de exclusión general fueron deterioro cognitivo; limitaciones físicas y mentales/psiquiátricas; y una enfermedad reumatológica concurrente severa que dificultarían la participación en el estudio. Los sujetos del grupo experimental (grupo 1) fueron seleccionados entre mujeres con un diagnóstico médico de FM que cumpliera con los criterios de la ACR de 1990 y fueron invitadas por referencia de una clínica universitaria de fisioterapia. El criterio de exclusión específico fue que no cumplieran con los criterios de la ACR de 1990. El grupo control (grupo 2) fue seleccionado entre mujeres sanas que no tuvieran ningún antecedente de dolor miofascial en la zona del trapecio superior durante al menos 1 año. A todas las mujeres se las sometió a un estudio musculoesquelético para asegurar la ausencia de PGMs activos siguiendo los criterios descritos por Simons y col. (Simons et al., 1998), y Gerwin y col. (Gerwin, Shannon, Hong, Hubbard, & Gevirtz, 1997).

### Cuestionarios autoinformados

Ambos grupos completaron una serie de cuestionarios autoinformados. En el Cuestionario de Impacto de la FM (FIQ) (Burckhardt, Clark, & Bennett, 1991), puntuaciones mayores indican un mayor impacto. La versión española de este cuestionario fue validada por Rivera y González (Rivera & González, 2004), con una fiabilidad de 0.82 para todos los ítems y una fiabilidad del 0.86 para los sub-ítems del funcionamiento físico. Se emplearon seis de las siete escalas

analógicas visuales incluidas en el FIQ (Dolor, Fatiga General, Fatiga en la Mañana, Rigidez, Ansiedad, y Depresión) para este trabajo. El Inventario de Ansiedad Estado-Rasgo (STAI-T, traducido al español por Spielberger y col. (Spielberger, Gosuch, Lushene, Vagg, & Jacobs, 1983), es una herramienta de autoevaluación que consta de 20 ítems que miden la ansiedad. Puntuaciones mayores indican un mayor grado de impacto, lo que significa, mayores grados de ansiedad. Tiene una fiabilidad del 0.894.

### Examen clínico

Las mujeres fueron evaluadas mediante palpación en los 18 puntos aceptados por el ACR para la evaluación de la FM. Asesores con más de 10 años de experiencia en el dolor musculoesquelético realizaron el examen de los TPs. La palpación se realizó ejerciendo una presión de hasta 4 Kg con un algómetro (Jtech Medical Manufacturer, Salt Lake City, UT, EEUU). La confirmación por parte del sujeto de que la palpación era dolorosa fue anotada como un "positivo" (Wolfe et al., 1990). Para una mayor cuantificación del dolor a la presión, los umbrales en los TPs fueron evaluados usando algometría. Se realizó algometría por presión usando un algómetro digital en cada uno de los TPs. La presión fue aplicada en un área de 1 cm<sup>2</sup>. El umbral del dolor fue fijado como la mínima presión que provocaba dolor. Se realizaron tres repeticiones por zona y se obtuvo el promedio. De esta manera, se determinó el umbral de la presión del dolor en Newton/cm<sup>2</sup>.

### Morfología

A cada sujeto se le sometió a un examen mediante ecografía empleando el modo B del equipo y un transductor lineal (Esaote Mylabs25, Milan, Italia) configurado a una frecuencia de 12 MHz y una profundidad de 4 cm. El sujeto fue colocado en una posición cómoda sobre una silla de masaje especial (modelo Alu Pro, Enraf, Rotterdam, Holanda) para conseguir una baja activación de la musculatura a nivel cervicotorácico (Silva et al., 2011). Se realizó un barrido de las fibras del trapecio superior con el transductor colocado perpendicularmente a las fibras del músculo desde su inserción hasta su origen. Se prestó especial atención a las áreas marcadas como "positivo" en el examen físico. El barrido se

repitió colocando el transductor longitudinalmente a las fibras musculares. En las imágenes ecográficas del trapecio superior, los PGMs aparecen como zonas focales hipoecoicas con una textura heterogénea como se muestra en los estudios de Sikdar (Sikdar et al., 2009). Esto fue tomado en cuenta como referencia en este estudio. La función de "filtro de color" en el equipo de ecografía de Esaote, que sustituye al blanco con un color azul para resaltar el contraste, fue utilizada para identificar las zonas hipoecoicas de la imagen. Posteriormente, el operador utilizó la herramienta "elipse" del ecógrafo para delimitar y calcular el tamaño de la mayor área hipoecoica encontrada. Los datos fueron registrados empleando la siguiente escala: 0 (ecogenicidad normal, uniforme), 1 (estructura anormal con foco hipoecoico), 2 (estructura anormal con focos múltiples hipoecoicos) (Fig. 1). Se revisaron las imágenes después de su adquisición, utilizando el software ImageJ (v.1.6.0) para catalogar las áreas hipoecoicas. La región de interés fue limitada a la imagen de la ecografía obtenida a una profundidad de 4 cm. Se fijó como mínimo un diámetro superior a  $7\text{mm}^2$  del área hipoecoica. Este diámetro se fijó estableciendo un contraste entre la densidad muscular y la zona hipoecoica mayor a 50 píxeles en el software imagen.

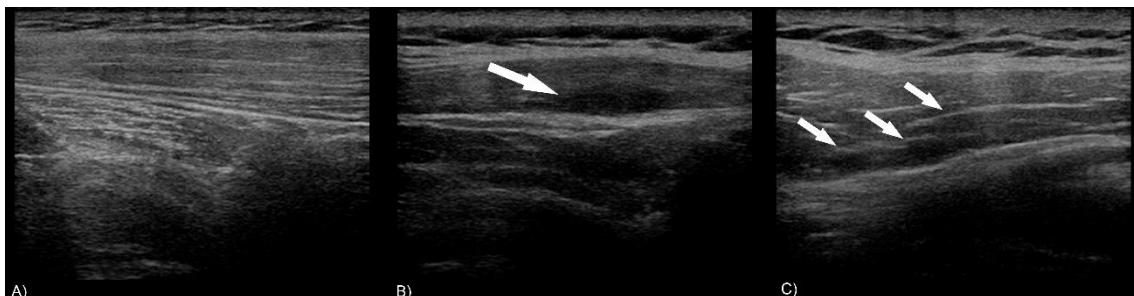


Fig. 1. Imágenes de ejemplo para cada categoría de la morfología. (a) Trapecio superior de sujeto sano que aparece isoecoico. (b) Estructura elíptica con un foco hipoecoico. (c) Múltiples focos hipoecoicos.

### Rigidez

La SME utiliza una fuente de vibración externa con una frecuencia de menos de 1000 Hz junto con técnicas Doppler para identificar regiones localizadas de mayor rigidez en el tejido. Esta técnica se ha descrito en detalle en otros estudios. Sikdar y col. (Sikdar, Beach, Paun, Vaezy, & Kim, 2006) comunicaron que las vibraciones de tejidos tienen normalmente una frecuencia que oscila en los 50-1000 Hz (nuestra fuente de vibración induce vibraciones de

92 Hz en el músculo). Taylor y col. (Taylor et al., 2000) afirman que "la imagen mediante sonoelastografía utiliza técnicas de Doppler de ultrasonido en tiempo real para visualizar el patrón de vibración resultante de la propagación de ondas de corte de baja frecuencia (menos de 1 kHz) que se propagan a través de los tejidos profundos. Cuando una región de tejido uniforme contiene una lesión dura hay una reducción local en el pico de la amplitud de la vibración en la lesión. Las técnicas Doppler se utilizan para estimar la amplitud la vibración y su fase dentro de una región de interés".

Cada sujeto fue colocado en la misma posición que en el estudio de la morfología. En este estudio las vibraciones fueron producidas en el músculo trapecio superior usando un vibrador para masaje externo (Modelo NC70209, North Coast, California, EE.UU.) modificado con un aplicador plano y alargado (con un área de aplicación de 1 x 4 cm). Esta fuente de vibración se colocó aproximadamente a 2-3 cm de cada uno de los puntos marcados como "positivos" en el examen clínica y se provocaron las vibraciones de 92 Hz. Mediante la técnica de power Doppler se registraron las imágenes de SME mientras se aplicaban las vibraciones.

### Fantoma de gelatina

Se elaboraron dos fantasmas para verificar la metodología de la SME. Dos fantasmas heterogéneos con inclusiones cilíndricas se prepararon mediante una mezcla de agar y gelatina reproduciendo la metodología utilizada por Kallel y col. (Kallel, Prihoda, & Ophir, 2001). La inserción cilíndrica era 10 mm de diámetro. El contraste entre el fondo y la inclusión se obtuvo al variar la proporción en la concentración de gelatina. El primer modelo era una mezcla de 3% de agar y 6% de gelatina del peso en el fondo y el 3% agar y 12% de gelatina en la inclusión. El segundo modelo era una mezcla de 3% de gelatina y 6% de agar del peso en el fondo y el 3% agar y 9% de gelatina en la inclusión. Se utilizó la metodología descrita en la sección de rigidez para llevar a cabo la SME. La SME mostró una reducción en el área marcada en la inclusión cilíndrica en ambos fantasmas; esto corresponde a una disminución de la vibración en estos materiales debido a una mayor rigidez (Fig. 2). Este es el resultado que esperábamos obtener en este estudio.

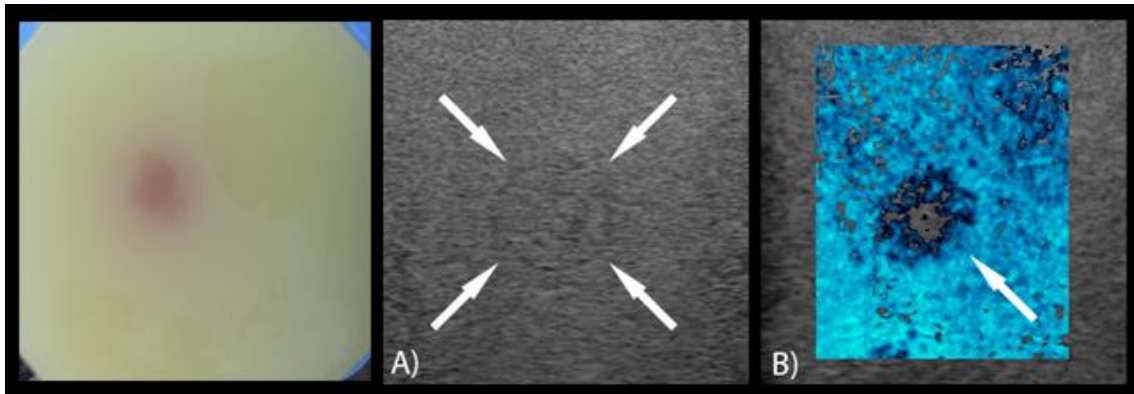


Fig. 2. Fantoma de gelatina con dos densidades: fondo (3% de agar y 6% de gelatina en peso) y una inclusión cilíndrica (3% agar y 9% gelatina en peso). (a) Usando el modo B del ecógrafo se puede observar la inclusión cilíndrica en el centro. (b) La sono-mioelastografía revela una reducción el a vibración en la inclusión cilíndrica.

### Imagen Doppler

La circulación se estudió mediante la técnica Doppler en ambos grupos. Se estudió el índice de resistencia (IR) en la rama ascendente de la arteria transversa del cuello y en otras arterias o arteriolas que se encontraron en las proximidades de los puntos marcadas como "positivos" en el examen clínico. El RI se utiliza comúnmente para el diagnóstico vascular y sus valores se calcularon con respecto a la siguiente fórmula:

$$RI = \frac{PSV - LDV}{PSV}$$

Donde PSV=pico de velocidad sistólica, y LDV=la velocidad diastólica más baja. IRs < 1 indican una reducción en el flujo diastólico, y IRs > 1 indican un flujo diastólico negativo (incremento en la resistencia del lecho vascular)

La forma de onda del flujo sanguíneo, basado en el flujo Doppler, fue clasificada usando la siguiente escala (Sikdar et al., 2009): 0 = flujo muscular normal, no hay vasos sanguíneos visibles, 1 = aumento del flujo sanguíneo en diástole, 2 = flujo oscilatorio o flujo retrógrado sostenido en diástole.

## Análisis estadístico

Estadísticos descriptivos se calcularon para todas las medidas. Se obtuvo la significación estadística al 5% para las pruebas de dos colas. Se comprobó la normalidad de todas las variables utilizando el test de Kolmogorov-Smirnov. Se emplearon la distribución de t de Student o la prueba de Wilcoxon para detectar diferencias en las medias numéricas entre los grupos, y también se calcularon los coeficientes de correlación de Pearson y el coeficiente de correlación de Spearman. Los análisis se realizaron utilizando el software SPSS versión 15.0 (IBM SPSS Statistics, Cary, NC, EE.UU.). El estadístico de d de Cohen (Cohen, 1988) se calculó para determinar el tamaño del efecto entre grupos. Un tamaño del efecto menor a 0.2 refleja una diferencia insignificante; aquellos entre 0.2 y 0.5 reflejan una pequeña diferencia y entre 0.5 y 0.8 una diferencia moderada; y más de 0.8 una diferencia grande.

Tabla 1. Características antropométricas y sicométricas de los participantes

	Media (SD)		valor de <i>p</i>
	Grupo 1*	Grupo 2	
Participantes	16	15	
Peso (kg)	67.6 (15.23)	58.9 (7.42)	0.065 <sup>ns</sup>
Altura (cm)	159.0 (7.43)	164.0 (5.153)	0.259 <sup>ns</sup>
Edad (años)	45.8 (5.50)	36.2 (11.70)	0.143 <sup>ns</sup>
STAI (CI: 0-60)	23.9 (4.97)	23.6 (4.23)	0.946 <sup>ns</sup>
FIQ (CI: 0-60)	39.1 (15.83)	14.3 (6.58)	0.049 <sup>**</sup>

SD = desviación estándar; ns = sin significación; STAI = Inventario de Ansiedad Estado-Rasgo; FIQ = Cuestionario de Impacto de la Fibromialgia; CI = Intervalo de Confianza.

\* Grupo 1 = sujetos con fibromialgia. Grupo 2 = sujetos control. \*\* = significación estadística,  $p \leq 0.05$ .

## RESULTADOS

Los dos grupos fueron comparables con respecto a las características antropométricas y psicométricas de la población (descritas en la Tabla 1) con una excepción: los resultados de los cuestionarios FIQ. Los 10 pacientes iniciales cumplieron con los criterios de inclusión del estudio. Se observaron áreas elípticas e hipoeoicas en las imágenes de ecografía del trapecio superior en ambos grupos 1 y 2 (Figs. 2 y 3). Los dos grupos no difirieron en el número de áreas hipoeoicas ( $p = 0.167$ ,  $t = 1.008$ ) o en el tamaño de las áreas hipoeoicas más grandes ( $p = 0.139$ ,  $t = 1.317$ ).

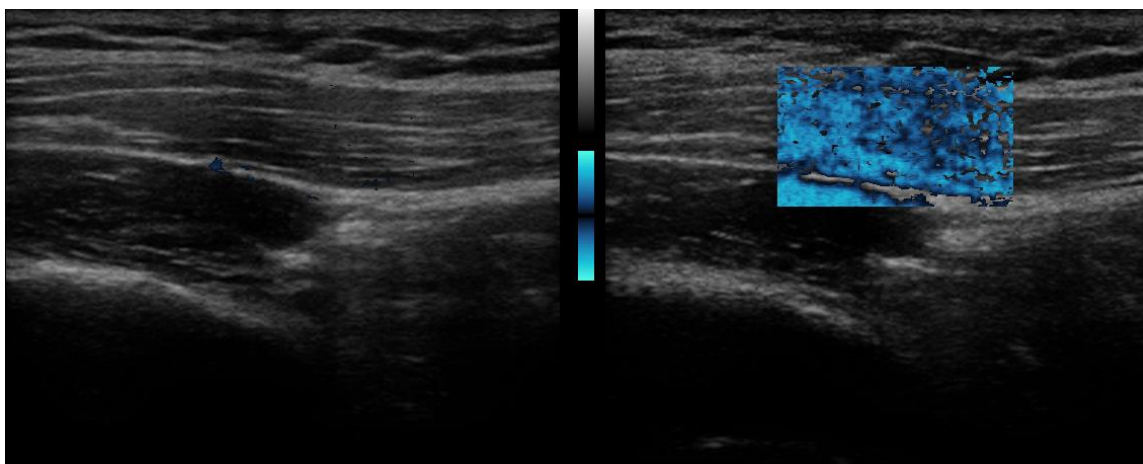


Fig.3 Músculo trapecio superior de sujeto con fibromialgia. Todo excepto la fascia vibra con la misma frecuencia.

La SME no mostró una mayor rigidez en estas áreas en comparación con el resto del músculo. Se encontraron vibraciones uniformes en las zonas hipoeoicas y normales en ambos grupos. El examen del flujo sanguíneo en la rama ascendente de la arteria transversa del cuello no mostró diferencias entre los grupos 1 y 2 ( $p = 1$ ,  $t = 0$ ) (Fig. 4).

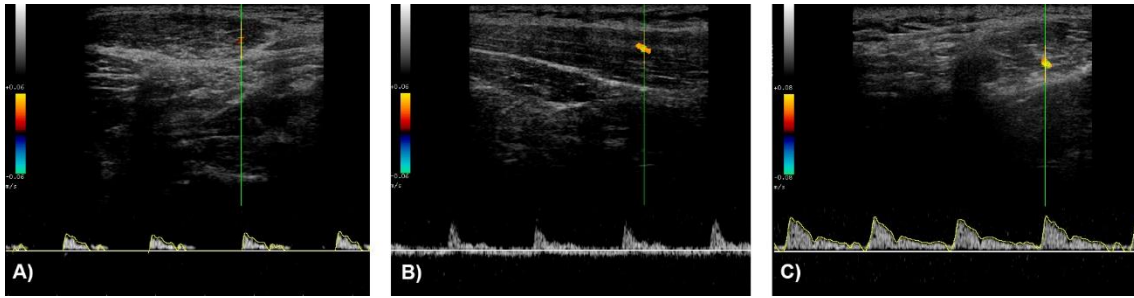


Fig. 4. (a) Flujo arterial normal. (b) Flujo retrógrado en diástole. (c) Flujo diastólico aumentado.

Los resultados de la algometría realizada en los TPs mostraron diferencias significativas entre los dos grupos ( $p < 0.001$ ) (Tabla 2).

El análisis de la correlación entre variables operacionales no mostró asociaciones significativas ( $p > 0.05$ ).

Tabla 2. Diferencias descriptivas y de medias en los resultados de algometría obtenidos entre los grupos.

Zona de localización	Lado	Medias (SD)		Valor de <i>p</i>
		Grupo 1*	Grupo 2	
Occipital	Derecho	5.73 (4.06)	19.32 (6.57)	0.000***
	Izquierdo	5.13 (3.47)	18.33 (5.03)	0.000***
Trapezio	Derecho	8.68 (5.71)	29.65 (8.06)	0.000***
	Izquierdo	8.13 (6.08)	29.54 (6.77)	0.000***
Cervical	Derecho	4.50 (3.85)	12.12(6.24)	0.001***
	Izquierdo	3.95 (2.37)	10.21 (5.77)	0.005**



Supraespinoso	Derecho	9.03 (5.47)	37.09 (7.81)	0.000***
	Izquierdo	8.43 (15.31)	36.18 (8.40)	0.000***
2ª costilla	Derecho	5.50 (4.45)	24.84 (9.73)	0.000***
	Izquierdo	5.18 (4.11)	25.20 (9.24)	0.000***
Glúteo	Derecho	10.86 (9.35)	38.67 (7.16)	0.000***
	Izquierdo	13.26 (12.88)	38.93 (8.04)	0.000***
Epicóndilo	Derecho	8.07 (6.49)	32.49 (6.49)	0.000***
	Izquierdo	8.19 (6.59)	31.10 (6.30)	0.000***
Trocánter	Derecho	11.65 (8.59)	40.72 (3,74)	0.000***
	Izquierdo	13.26 (12.88)	40.00 (5.00)	0.000***
Rodilla	Derecho	14.29 (12.16)	39.25 (6.07)	0.000***
	Izquierdo	16.00 (15.62)	41.26 (4.18)	0.000***

SD = desviación estándar.

\* Grupo 1 = sujetos con fibromialgia. Grupo 2 = sujetos control.

\*\* Significación estadística,  $p \leq 0.005$ .

\*\*\* Significación estadística,  $p \leq 0.001$ .

El tamaño de muestra se calculó, manteniendo un error  $\alpha$  de 0.05 y un error  $\beta$  de -2.49 basado en el umbral de presión al dolor (UDP) en el trapecio derecho en el tamaño del efecto entre los grupos. El tamaño de la muestra fue de 31 (grupo 1 = 16; grupo 2 = 15). La primera variable fue el UDP, y el resultado

del cálculo del poder estadístico fue del 100% para el UDP en el trapecio derecho, con un valor crítico de t de 2.04. Esto se calculó utilizando G\*Power v.3.1.5.

## DISCUSIÓN

En este estudio no se encontraron diferencias significativas en la rigidez de las zonas hipoecoicas de las mujeres con FM en comparación con las mujeres control sanas usando SME. Esto podría sugerir que, aunque se pueden observar zonas hipoecoicas con aumento de la rigidez en los PGMs (según lo mencionado por Sikdar y col. (Sikdar et al., 2008)), áreas hipoecoicas sin aumento de la rigidez se pueden observar en los TPs. Además, tampoco se encontró rigidez en las zonas hipoecoicas en el otro grupo de sujetos estudiados, en contraste con los resultados de Sikdar y col. (Sikdar et al., 2008).

La evaluación del flujo sanguíneo no parece mostrar diferencias entre los grupos; ambos mostraron una prevalencia de un flujo diastólico elevado. Esto difiere de los resultados de estudios realizados por Sikdar y col. (Sikdar et al., 2008), en pacientes con PGMs, quienes encontraron diferentes patrones entre sujetos sanos y sujetos con PGMs. Esta discrepancia en el flujo sanguíneo podría explicarse por una diferencia de histoquímica entre TP y PGMs, aunque debe comprobarse si la misma tendencia se observa todavía con un tamaño de muestra más grande.

No se encontraron diferencias en el número total de áreas hipoecoicas entre el grupo control y el experimental.

Tal y como se ha encontrado en otros estudios, las pruebas de algometría mostraron una mayor sensación de dolor a la presión en pacientes con FM en comparación a sujetos sanos (Gracely, Grant, & Giesecke, 2003; Tastekin, Uzunca, Sut, Birtane, & Mercimek, 2010; Tunks et al., 1995). En este estudio, empleamos SME en un intento para determinar si había una mayor rigidez en los TPs en el trapecio superior de pacientes con FM, y para investigar otros factores como la morfología y el flujo sanguíneo que podrían ayudar a explicar el aumento de la sensación dolorosa. Todos los sujetos control fueron sometidos a un examen clínico de exploración. En las pruebas de SME, sólo uno de los sujetos

mostró rigidez en un PGM latente. Lo que podría indicar que la SME sea más sensible a la rigidez que los exámenes clínicos.

La mayor debilidad de este estudio es que es muy operador-dependiente. Determinar la ubicación de las áreas hipoecoicas dependía de la habilidad del operador, así como de una buena resolución del ecógrafo, con el fin de evitar la confusión con los ecos del ultrasonido. La escala de áreas hipoecoicas en nuestra sección de morfología es una escala muy limitada (0 = normal, 1 = estructura anormal con un foco hipoecoico, 2 = estructura anormal con múltiples focos hipoecoicos). Las zonas con más de un área hipoecoica están categorizadas como 2, independientemente del número de zonas hipoecoicas. Esta es una posible explicación de por qué los pacientes normales tienen el mismo número de áreas hipoecoicas en comparación con los pacientes con FM. Otros estudios deberían ampliar esta escala. Otras limitaciones de nuestro estudio fueron el pequeño tamaño de muestra; sin embargo, los resultados en las pruebas de algometría por presión parecen lo suficientemente robustos como para poder discriminar entre ambos grupos (potencia estadística = 100%), pero son capaces de distinguir entre la rigidez o el flujo Doppler. Esto sugiere que una muestra más grande no cambiaría la dirección de los resultados. Futuros estudios deberían comparar los resultados en grupos de igual sexo y edad. Recientemente, Langevin y col. (Langevin et al., 2009), sono-miografía, encontraron anomalías en la ecogenicidad de la fascia muscular en pacientes con dolor crónico en esa zona. Por lo tanto, creemos que es importante incluir un análisis de ecogenicidad de la fascia en futuros estudios.

En este estudio se encontraron diferencias entre el UDP entre ambos grupos, pero no se encontraron diferencias en ecogenicidad o en la SME entre ambos grupos. Aunque los tamaños de muestra de los grupos pueden parecer pequeños, estadísticamente hemos demostrado que una muestra más grande no produciría resultados distintos. Los resultados obtenidos en este estudio nos llevan a creer que la sono-mioelastografía y la sono-miografía, empleadas en el diagnóstico de los puntos gatillo miofasciales, no son útiles para discriminar tender points.

## BIBLIOGRAFÍA

- Borg-Stein, J., & Stein, J. (1996). Trigger points and tender points: one and the same? Does injection treatment help? *Rheumatic Diseases Clinics of North America*, 22(2), 305-322.
- Burckhardt, C. S., Clark, S. R., & Bennett, R. M. (1991). The fibromyalgia impact questionnaire: development and validation. *The Journal of Rheumatology*, 18(5), 728-733.
- Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences, Second Edition*. Routledge.
- Cuesta-Vargas, A. I., & Adams, N. (2011). A pragmatic community-based intervention of multimodal physiotherapy plus deep water running (DWR) for fibromyalgia syndrome: a pilot study. *Clinical Rheumatology*, 30(11), 1455-1462. <https://doi.org/10.1007/s10067-011-1825-z>
- de Miquel, C. A., Campayo, J. G., Flórez, M. T., Arguelles, J. M. G., Tarrío, E. B., Montoya, M. G., ... de la Cámara, A. G. (2010). Interdisciplinary consensus document for the treatment of fibromyalgia. *Actas Españolas De Psiquiatría*, 38(2), 108-120.
- Gerwin, R. D., Shannon, S., Hong, C. Z., Hubbard, D., & Gevirtz, R. (1997). Interrater reliability in myofascial trigger point examination. *Pain*, 69(1-2), 65-73.
- Giesecke, T., Williams, D. A., Harris, R. E., Cupps, T. R., Tian, X., Tian, T. X., ... Clauw, D. J. (2003). Subgrouping of fibromyalgia patients on the basis of pressure-pain thresholds and psychological factors. *Arthritis and Rheumatism*, 48(10), 2916-2922. <https://doi.org/10.1002/art.11272>
- Gracely, R. H., Grant, M. A. B., & Giesecke, T. (2003). Evoked pain measures in fibromyalgia. *Best Practice & Research. Clinical Rheumatology*, 17(4), 593-609.

- Hassett, A. L., Simonelli, L. E., Radvanski, D. C., Buyske, S., Savage, S. V., & Sigal, L. H. (2008). The relationship between affect balance style and clinical outcomes in fibromyalgia. *Arthritis and Rheumatism*, *59*(6), 833-840. <https://doi.org/10.1002/art.23708>
- Huynh, C. N., Yanni, L. M., & Morgan, L. A. (2008). Fibromyalgia: diagnosis and management for the primary healthcare provider. *Journal of Women's Health* (2002), *17*(8), 1379-1387. <https://doi.org/10.1089/jwh.2007.0656>
- Kallel, F., Prihoda, C. D., & Ophir, J. (2001). Contrast-transfer efficiency for continuously varying tissue moduli: simulation and phantom validation. *Ultrasound in Medicine & Biology*, *27*(8), 1115-1125.
- Kuncewicz, E., & Samborski, W. (2009). Tender points and trigger points--differences and similarities. *Chirurgia Narządów Ruchu I Ortopedia Polska*, *74*(6), 367-371.
- Langevin, H. M., Stevens-Tuttle, D., Fox, J. R., Badger, G. J., Bouffard, N. A., Krag, M. H., ... Henry, S. M. (2009). Ultrasound evidence of altered lumbar connective tissue structure in human subjects with chronic low back pain. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *10*, 151. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-10-151>
- Lera, S., Gelman, S. M., López, M. J., Abenoza, M., Zorrilla, J. G., Castro-Fornieles, J., & Salamero, M. (2009). Multidisciplinary treatment of fibromyalgia: does cognitive behavior therapy increase the response to treatment? *Journal of Psychosomatic Research*, *67*(5), 433-441. <https://doi.org/10.1016/j.jpsychores.2009.01.012>
- Müller, W., Schneider, E. M., & Stratz, T. (2007). The classification of fibromyalgia syndrome. *Rheumatology International*, *27*(11), 1005-1010. <https://doi.org/10.1007/s00296-007-0403-9>
- Park, G.-Y., & Kwon, D. R. (2011). Application of Real-Time Sonoelastography in Musculoskeletal Diseases Related to Physical Medicine and Rehabilitation. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, *90*(11), 875-886. <https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e31821a6f8d>

- Rivera, J., & González, T. (2004). The Fibromyalgia Impact Questionnaire: a validated Spanish version to assess the health status in women with fibromyalgia. *Clinical and Experimental Rheumatology*, 22(5), 554-560.
- Sikdar, S., Beach, K. W., Paun, M., Vaezy, S., & Kim, Y. (2006). Ultrasonic interrogation of tissue vibrations in arterial and organ injuries: preliminary in vivo results. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 32(8), 1203-1214. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2006.05.002>
- Sikdar, S., Ortiz, R., Gebreab, T., Gerber, L. H., & Shah, J. P. (2010). Understanding the vascular environment of myofascial trigger points using ultrasonic imaging and computational modeling. *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, 2010, 5302-5305. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2010.5626326>
- Sikdar, S., Shah, J. P., Gebreab, T., Yen, R.-H., Gilliams, E., Danoff, J., & Gerber, L. H. (2009). Novel applications of ultrasound technology to visualize and characterize myofascial trigger points and surrounding soft tissue. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(11), 1829-1838. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.04.015>
- Sikdar, S., Shah, J. P., Gilliams, E., Gebreab, T., & Gerber, L. H. (2008). Assessment of myofascial trigger points (MTrPs): a new application of ultrasound imaging and vibration sonoelastography. *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, 2008, 5585-5588. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2008.4650480>
- Silva, A. P. M. C. C., Acedo, A. A., Antunes, A. C. L., dos Santos, M. G., Fukuda, T. Y., Apolinario, A., & Finotti, P. H. A. (2011). Electromyography analysis of upper trapezius relaxation induced by interferential current in subjects with neck discomfort.(Report). *Journal of Applied Research*, 11(1), 11-19.

- Simons, D. G., Travel, J. G., & Simons, L. S. (1998). *Myofascial Pain and Dysfunction: The Trigger Point Manual* (2nd edition). Baltimore: LWW.
- Spielberger, C., Gosuch, R., Lushene, P., Vagg, P., & Jacobs, A. (1983). Manual for the state-trait anxiety inventory (Form Y) («Self-Evaluation Questionnaire»). *Consulting Psychologists Press, Palo Alto*.
- Tastekin, N., Uzunca, K., Sut, N., Birtane, M., & Mercimek, O. B. (2010). Discriminative value of tender points in fibromyalgia syndrome. *Pain Medicine (Malden, Mass.)*, 11(3), 466-471. <https://doi.org/10.1111/j.1526-4637.2009.00784.x>
- Taylor, L. S., Porter, B. C., Rubens, D. J., & Parker, K. J. (2000). Three-dimensional sonoelastography: principles and practices. *Physics in Medicine and Biology*, 45(6), 1477-1494.
- Texas, U. of, Nursing, S. of, & Family Nurse Practitioner Program. (2005, mayo). Management of fibromyalgia syndrome in adults., 13.
- Thieme, K., Turk, D. C., & Flor, H. (2004). Comorbid depression and anxiety in fibromyalgia syndrome: relationship to somatic and psychosocial variables. *Psychosomatic Medicine*, 66(6), 837-844. <https://doi.org/10.1097/01.psy.0000146329.63158.40>
- Tunks, E., McCain, G. A., Hart, L. E., Teasell, R. W., Goldsmith, C. H., Rollman, G. B., ... DeShane, P. J. (1995). The reliability of examination for tenderness in patients with myofascial pain, chronic fibromyalgia and controls. *The Journal of Rheumatology*, 22(5), 944-952.
- Wolfe, F., Clauw, D. J., Fitzcharles, M.-A., Goldenberg, D. L., Katz, R. S., Mease, P., ... Yunus, M. B. (2010). The American College of Rheumatology preliminary diagnostic criteria for fibromyalgia and measurement of symptom severity. *Arthritis Care & Research*, 62(5), 600-610. <https://doi.org/10.1002/acr.20140>
- Wolfe, F., Smythe, H. A., Yunus, M. B., Bennett, R. M., Bombardier, C., Goldenberg, D. L., ... Sheon, R. P. (1990). The american college of rheumatology 1990 criteria for the classification of fibromyalgia. *Arthritis & Rheumatism*, 33(2), 160-172. <https://doi.org/10.1002/art.1780330203>

World Health Organization. (2007). International Statistical Classification of Diseases and Health Problems.



## 2. EFICACIA DE LA TERAPIA MANUAL MIOFASCIAL EN VARIABLES DE LA ARQUITECTURA MUSCULAR

(Artículo sometido a revisión)

### RESUMEN

Los dolores miofasciales, y en concreto los dolores a nivel cervical, afectan a un gran parte de la población mundial. Caracterizados por la presencia de los denominados puntos gatillo los terapeutas emplean diversas técnicas en su tratamiento. En el presente estudio se empleó la presión isquémica y el estiramiento muscular sobre un grupo de sujetos para tratar esos puntos gatillo y examinar su evolución mediante técnicas de sonografía y sonomi elastografía. No se encontraron diferencias en el tamaño de la zona hipoecoica al finalizar el estudio ( $p = 0.69$ ), pero sí que se encontraron diferencias en el flujo sanguíneo ( $p = 0.04$ ) y en la rigidez de la zona hipoecoica ( $p = 0.007$ ). Esto nos lleva a pensar que el uso de las técnicas manuales mediante presión isquémica y el estiramiento muscular es útil en la gestión a corto plazo de los puntos gatillos miofasciales.

### INTRODUCCIÓN

La fascia está compuesta por tejido viscoelástico que rodea, conecta y comunica el organismo. La primera persona en utilizar la palabra fascia fue Celso en el siglo I d.C. La fascia es un tejido que proporciona estabilidad y movilidad al cuerpo, y mejora la eficiencia del sistema músculo-esquelético (Kumka & Bonar, 2012). El dolor miofascial puede ser causado por situaciones patológicas como las malas posturas, sobrecarga muscular repetida, enfermedad sistémica o lesiones de tejidos blandos (Hong, 2004).

Dentro de dolores miofasciales, los problemas de dolor cervical afectan al 5.44% de la población española. La incidencia a 1 año en Europa es del 26%, y oscila entre el 10,4% y el 21,3% de la población mundial. Ese porcentaje está aumentando a lo largo de los años (Fejer, Kyvik, & Hartvigsen, 2006; Hoy,

Protani, De, & Buchbinder, 2010; Palacios-Ceña et al., 2014). Los estudios han demostrado que el 66% de la población sufre de dolor cervical en algún momento de su vida por diferentes motivos (Schroeder, Kaplan, Fischer, & Skelly, 2013). Los puntos gatillo miofasciales (PGMs) se consideran la principal característica clínica del síndrome de dolor miofascial (Barbero et al., 2012). El PGM fue definido por Travell y Simons como el punto más sensible dentro de una banda tensa de las fibras musculares y su estimulación puede producir tanto dolor local como referido (David G. Simons, Travel, & Simons, 1998; Travell & Simons, 1983).

Los terapeutas realizan diferentes tratamientos a la hora de tratar el dolor cervical. El trapecio superior es una de las zonas más comúnmente tratadas (Sari, Akarirmak, & Uludag, 2012), y el tratamiento se centran principalmente en la resolución de los PGMs (Hou, Tsai, Cheng, Chung, & Hong, 2002; Liu et al., 2015; Pecos-Martin et al., 2015). Si la presión causa dolor referido, que el paciente reconoce como familiar, el PGM se clasifica como activo. Si el paciente no reconoce el dolor referido, el punto es clasificado como latente (R D Gerwin, Shannon, Hong, Hubbard, & Gevirtz, 1997; David G. Simons et al., 1998). El examen físico dirigido a identificar la presencia de PGMs es el pilar principal para el diagnóstico y el tratamiento del dolor miofascial (R D Gerwin et al., 1997; Robert D. Gerwin, 2014; D. G. Simons & Mense, 2003).

El tipo de intervenciones que suelen realizar los terapeutas incluyen la movilización, la manipulación, el ejercicio terapéutico y otras modalidades de terapia (Childs et al., 2008; Hou et al., 2002). Estudios recientes muestran que las terapias manuales, junto con la punción seca, son las más eficaces en el tratamiento del dolor miofascial, pero sin el efecto negativo de esta última como la fobia a las agujas (D'Sylva et al., 2010; Miller et al., 2010; Rayegani, Bayat, Bahrami, Raeissadat, & Kargozar, 2014).

Tradicionalmente, los profesionales de la salud han utilizado la palpación para el diagnóstico. Los médicos utilizan la palpación para el examen del abdomen, la búsqueda de tumores, etc. Los terapeutas manuales utilizan la palpación para examinar la piel, músculos, localizar PGMs, etc. La palpación manual, sin embargo, está limitada por elementos como la habilidad del terapeuta, la accesibilidad de la zona o el tamaño de la lesión (Bianchi, S. &

Martinoli, C., 2011; Horcajadas & Rodríguez, 2011). La elastografía nació como una forma de cuantificar y complementar la palpación manual.

Las técnicas de elastografía utilizan la resonancia magnética o la ecografía (sonoelastografía) para proporcionar información sobre las propiedades mecánicas relativas de los tejidos y la rigidez, y son un apoyo importante a la palpación manual de (Taylor, Porter, Rubens, & Parker, 2000). La elastografía mediante resonancia magnética o mediante ultrasonido (elastografía de ondas de cizalla) visualiza y analiza la deformación de los tejidos provocada por la transmisión de ondas de cizalla a través de ellos generada gracias a vibradores externos o haces de pulsos (Garra, 2015; Van Beers, Daire, & Garteiser, 2014). La elastografía de deformación compara las imágenes de ultrasonido antes y después de una compresión externa (Garra, 2015; Zaleska-Dorobisz, Kaczorowski, Pawluś, Puchalska, & Ingot, 2014). La elastografía por vibración emplea un vibrador externo para transmitir una vibración de los tejidos y visualizar esa vibración en los tejidos mediante ecografía color Doppler (Sikdar et al., 2009). Llamamos sono-mioelastografía (SME) a la aplicación de sonoelastografía en el sistema musculoesquelético. La SME de vibración es una técnica relativamente barata y fácil de usar, y también ha sido validada como un método para la obtención de imágenes de nódulos rígidos en tejidos blandos (Ballyns et al., 2011; Sikdar et al., 2009; Sikdar, Shah, Gilliams, Gebreab, & Gerber, 2008; Taylor et al., 2000) (22,25-27).

La algometría por presión, empleada para determinar el umbral del dolor a la presión (UDP), ha sido hasta ahora la mejor manera de cuantificar los PGMs. Estudios recientes muestran que puede haber una mejor manera de localizar y cuantificar esos PGMs. Estos estudios se han desarrollado sobre la SME (Sikdar et al., 2009, 2008; Turo et al., 2013). La SME de vibración es una técnica relativamente barata y fácil de usar, y también ha sido validada como un método efectivo para la obtención de imágenes de nódulos rígidos en tejidos blandos (Sikdar et al., 2009; Taylor et al., 2000). La elastografía de vibración usando el power Doppler para visualizar la propagación de la vibración a través de los tejidos se ha empleado en nuestro anterior trabajo (Muro-Culebras & Cuesta-Vargas, 2013), demostrando ser una técnica eficaz para detectar zonas rígidas en los tejidos.

En este trabajo queremos comprobar si el resultado de utilizar las terapias manuales que han obtenido más evidencia científica en el tratamiento de los PGMs se puede observar mediante SME de vibración, que es una de las técnicas más nuevas para el estudio de la rigidez de los tejidos. Para estudiar la utilidad potencial de la aplicación de la SME en los PGMs hemos aplicado una técnica que es altamente disponible, puede ser utilizada fácilmente y a un costo relativamente bajo. Esta técnica utiliza el power Doppler de un ecógrafo junto con un vibrador externo.

## MÉTODO

### Diseño y Participantes

Las sesiones experimentales se llevaron a cabo en la Unidad Clínica y Docente de Fisioterapia de la Universidad de Málaga, España.

El comité de ética de la Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad de Málaga aprobó este estudio. Tras recibir las autorizaciones escritas e informadas de los sujetos se seleccionó un grupo de sujetos compuesto por mujeres y hombres de entre 21 - 59 años (14 mujeres y 21 hombres). El grupo experimental fue seleccionado de hombres y mujeres que asistían a una clínica universitaria de fisioterapia, estudiantes y empleados de la universidad. Los criterios generales de exclusión fueron sujetos con deterioro cognitivo o sujetos con limitaciones físicas, mentales/psiquiátricas o una enfermedad reumatológica concurrente severa que dificultara su participación en el estudio.

Todos los sujetos se sometieron a un estudio músculo-esquelético para asegurar la presencia de, al menos, un PGM activo, y utilizando PGM diagnóstico de acuerdo con los criterios descritos por Simons y col. (David G. Simons et al., 1998) y Gerwin y col. (R D Gerwin et al., 1997; Robert D. Gerwin, 2014).

### Procedimiento experimental

El Cuestionario auto-informado de salud EuroQol (EQ-5D) fue suministrado a los participantes. Posteriormente, los participantes se sometieron a un examen físico mediante palpación para localizar los PGMs en el músculo

trapecio superior. Una vez localizado el PGM, su posición aproximada fue anotada en un boceto.

Después de la palpación, se realizó una prueba mediante ecografía en el trapecio superior. Se tomó una fotografía en ese momento para tratar de asegurar el área de estudio en la segunda prueba de ecografía. Por último, se realizó un examen mediante SME de vibración en la misma zona.

Tras la realización de este primer bloque de exámenes llamado primera etapa (T1), se llevó a cabo un tratamiento usando terapia manual.

Un nuevo examen de ecografía y SME se realizó en el trapecio superior después del tratamiento de terapia manual en una segunda etapa (T2).

### Cuestionarios auto-informados

El cuestionario EQ-5D es un instrumento para medir la variable de la salud. La versión española (Badia, Roset, Montserrat, Herdman, & Segura, 1999), con una fiabilidad que va desde un 0.86 hasta un 0.9021, es un sistema de clasificación ampliamente utilizado, no-específica de la enfermedad que se compone de dos partes: la 1ª parte es una descripción auto-informada de problemas de salud de acuerdo con una clasificación de cinco dimensiones (movilidad, auto cuidado, actividades habituales, dolor/malestar y ansiedad/depresión), y la 2ª parte es un termómetro o escala visual analógica auto-valorada del estado de salud.

### Examen clínico

Los participantes se colocaron en una posición cómoda en una silla de masaje especial (modelo Alu Pro, Enraf, Rotterdam, Holanda) para conseguir una baja activación de la musculatura cervicotorácica (Silva et al., 2011), pues la contracción muscular puede alterar los valores obtenidos por elastografía (Bastford & An, 2009). Los participantes fueron evaluados mediante palpación manual. Terapeutas con más de 15 años de experiencia en el dolor musculoesquelético realizaron los controles miofasciales en el trapecio superior para localizar los PGMs. Los criterios diagnósticos de PGM se realizaron tomando como referencia el Manual de los Puntos Gatillo (David G. Simons et al.,

1998) y los estudios de Gerwin y col. (R D Gerwin et al., 1997; Robert D. Gerwin, 2014). Un área común de localización de PGMs en el trapecio superior se encuentra en el tercio medio de su vientre.

### Examen sonográfico, Imagen Doppler y Sono-mioelastografía.

Se hicieron exámenes mediante ecografía en las zonas donde se habían encontrado PGMs en el examen físico y se habían marcado en el boceto. El examen se realizó utilizando el modo B de un equipo de ultrasonido clínico con un transductor lineal (Esaote MylabTM25 Gold, Milán, Italia) ajustado a una frecuencia de 12 MHz y una profundidad de 4 cm. Las fibras del trapecio superior se examinaron colocando el transductor longitudinalmente a las fibras musculares, y perpendicular después. En las imágenes obtenidas se buscó en el vientre muscular del trapecio superior una zona focal hipoeoica de ecotextura heterogénea (Fig. 01) (Sikdar et al., 2009). Una vez localizada el área hipoeoica, para tratar de replicar la posición del transductor lo máximo posible en T2, se tomó una fotografía.

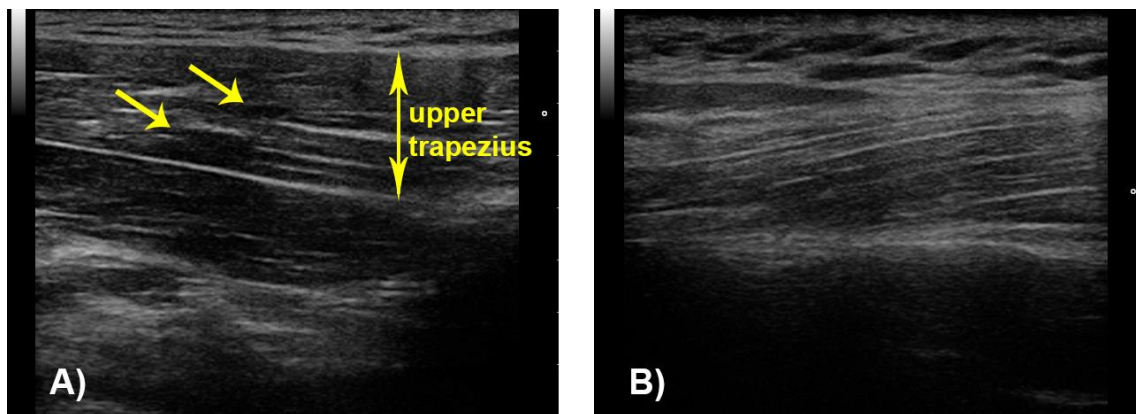


Figura 01. Imagen en escala de grises del trapecio superior en el que se identifican varias zonas elípticas e hipoeoicas en la imagen A (marcadas con flechas) y una imagen del trapecio superior isoecoica en la imagen B.

La función de "filtro de color" del equipo de ultrasonido, que sustituyó los tonos brillantes de la imagen con un color azul con el fin de enfatizar el contraste, se utilizó para identificar aún más las áreas hipoeoicas de la imagen. Las imágenes obtenidas se comprobaron después de su adquisición usando el

software ImageJ (v.1.50i) para registrar las dimensiones de las áreas hipoecoicas. Las dimensiones de la imagen se calibraron conociendo la profundidad de 4cm establecida por la imagen obtenida por el ecógrafo. Se delimitó la zona hipoecoica fijando un contraste entre la densidad muscular y el área hipoecoica de 25 píxeles en la imagen, y se obtuvo el área de esa zona.

El estudio del flujo sanguíneo se ha utilizado en otros estudios sobre la SME en los PGMs (Sikdar, Ortiz, Gebreab, Gerber, & Shah, 2010). El índice resistivo se estudió en la rama ascendente de la arteria transversa del cuello y en otras arterias o arteriolas que se encontraban en las inmediaciones del PGM estudiado mediante técnicas Doppler y obteniendo el valor proporcionado por el software del ecógrafo. El índice resistivo (IR) es un parámetro popular para el diagnóstico vascular que refleja la resistencia al flujo sanguíneo causada por el lecho microvascular. La forma de onda del flujo sanguíneo, basada en el flujo Doppler, se puntuó usando la siguiente escala (Sikdar et al., 2009): 0 (flujo muscular normal, no hay flujo diastólico,  $IR = 0$ ), 1 (aumento del flujo sanguíneo en la diástole,  $IR < 1$ ), 2 (flujo oscilatorio o flujo retrógrado mantenido en la diástole,  $IR > 1$ ) (Fig. 02).

La SME de vibración se utilizó para estudiar la rigidez de los tejidos en el área donde se encontraron PGMs. La SME de vibración es una técnica de ultrasonido que, en conjunción con técnicas Doppler en tiempo real, se utiliza para identificar regiones localizadas de tejido con un aumento de rigidez. La SME de vibración utiliza una vibración externa de frecuencias bajas (una frecuencia de menos de 1000 Hz), que se propaga a través del tejido para obtener imágenes de las propiedades elásticas relativas de dicho tejido. Esta técnica se ha descrito en detalle en otros estudios (Taylor et al., 2000). Taylor afirma que "la sonoelastografía utiliza el patrón de vibración resultante de la propagación de ondas de cizalla de baja frecuencia que se propagan a través de los tejidos profundos. Cuando una región de tejido uniforme contiene una lesión dura hay una disminución local en el pico de amplitud de la vibración en la lesión. Las técnicas Doppler se utilizan para estimar la amplitud y la fase de la vibración dentro de una región de interés " (Taylor et al., 2000).

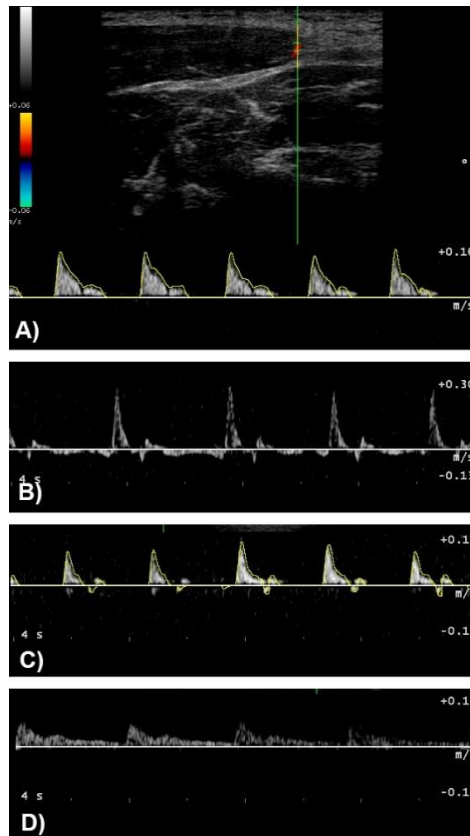


Figura 02. Algunos ejemplos de los flujos obtenidos en la realización de este estudio. A) Flujo con ausencia de diástole ( $IR = 1$ ). B) Flujo retrógrado mantenido en la diástole ( $IR > 1$ ). C) Flujo retrógrado en la diástole temprana y ausencia de flujo en diástole ( $IR > 1$ ). D) Flujo diastólico elevado ( $IR < 1$ )

Para obtener una frecuencia de onda comprendida entre esas frecuencias se utilizó un vibrador externo para masaje (modelo NC70209, North Coast Medical, California, EE.UU.) modificado con un aplicador plano y alargado (con un área de aplicación de  $1 \times 4$  cm), el cual proporcionaba una frecuencia de 92 Hz. El aplicador plano se aplicó sobre el trapecio superior manteniendo una distancia de 2-3 cm. del transductor de ultrasonidos. El modo power Doppler se utilizó para recopilar las imágenes de SME en tiempo real. Los datos se registraron utilizando la siguiente escala: 0 (normal, ecogenicidad uniforme y ausencia de rigidez) y 1 (estructura anormal con un foco hipoecoico y rígido) (Fig. 03).

Esta técnica de SME se demostró eficaz en un fantoma que replicaba el modelo de Kallel y col. (Kallel, Prihoda, & Ophir, 2001), con mezclas de agar y gelatina, como se demuestra en nuestro estudio anterior (Muro-Culebras & Cuesta-Vargas, 2013).



El mismo examen se repitió después de la terapia manual, tomando como referencia la fotografía y las imágenes ecográficas obtenidas previamente.

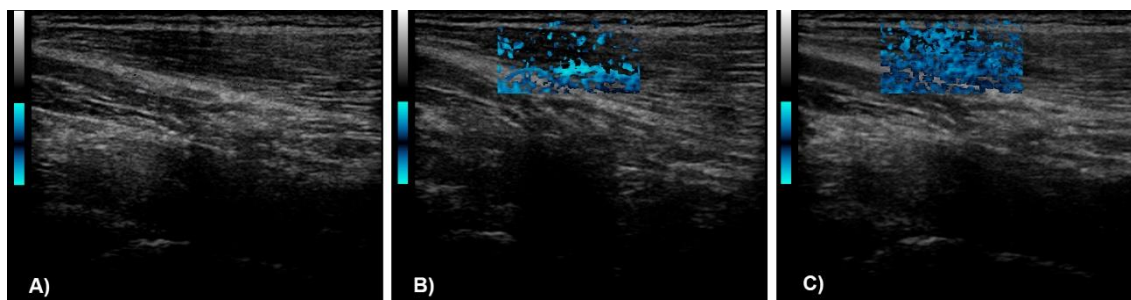


Figura 03. Imagen del trapecio superior obtenida mediante sonoelastografía. En la imagen A) se observa la presencia de una zona elíptica hipoecocia. En la imagen B) se observa como esa zona no vibra a la misma amplitud que el resto del trapecio en la región de interés marcada. La imagen C) muestra una mejoría en la amplitud de la vibración (disminución de la rigidez) en la misma zona tras la aplicación de la terapia manual.

### Terapia manual

Se aplicó terapia manual entre los dos exámenes ecográficos.

Métodos como la manipulación, el estiramiento o el masaje de presión profunda se aplican en el tratamiento con terapia manual en el dolor de cuello (Hong, 2006; D. G. Simons & Mense, 2003). El uso de la presión isquémica para el tratamiento de los PGMs ha sido reportado en tener una evidencia de moderada a fuerte en el alivio inmediato del dolor. Y el uso del estiramiento en combinación con otras técnicas proporcionó un beneficio inmediato en la reducción del dolor del PGM (Hanten, Olson, Butts, & Nowicki, 2000; Vernon & Schneider, 2009), y el estiramiento es, según Simons, el pilar en el tratamiento de los PGM (Shah et al., 2015). Dado que estos tratamientos con terapia manual han tenido los mejores resultados en el tratamiento de los PGMs, tanto la presión isquémica, como el estiramiento pasivo del músculo se han utilizado en este estudio.

La posición exacta del PGM se localizó por palpación para realizar el tratamiento por presión isquémica en el músculo trapecio superior. Seguidamente, se aplicó presión isquémica sobre el PGM con el pulgar. La presión se aplicó sobre el PGM, y fue aumentando lenta y progresivamente hasta

que el terapeuta percibió un aumento definitivo en la resistencia de los tejidos (barrera), creando un dolor tolerable. La técnica se mantuvo sobre el PGM durante un tiempo aproximado de 20 segundos a 1 minuto hasta que el terapeuta sintió que este se ablandaba o liberaba. Una vez que se sintió la tensión se había ido, la presión se liberó poco a poco. Este proceso se repitió 3 veces en cada sesión, a veces moviéndose a una parte cercana en el músculo si el área tratada se sentía más suave al tacto.

El estiramiento pasivo del trapecio superior se realizó después del tratamiento de presión isquémica. El estiramiento del músculo trapecio superior se llevó a cabo durante 45 segundos con una técnica de las manos cruzadas que aleja la cabeza del hombro homolateral. Este proceso se repitió 3 veces en cada sesión. El estiramiento pasivo se aplicó lentamente y se realizó sin inducir dolor a los sujetos.

### Análisis estadístico

El análisis estadístico se realizó utilizando el software estadístico SPSS, versión 15.0 (SPSS Inc, Chicago, IL, EE.UU.). Se calcularon, sobre los tiempos T1 y T2, la media y la desviación estándar (SD) para las variables cuantitativas (tamaño del PGM); y la mediana y la asimetría para las variables cualitativas (Rigidez y Flujo). Y se obtuvieron la ANOVA, usando el tiempo (T1 y T2) como el factor intra-sujetos y el tamaño del PGM como el factor inter-sujetos para calcular los cambios, y la Prueba de Kruskal-Wallis, con el tiempo (T1 y T2) como el factor intra-sujetos; y el grupo de rigidez y flujo como el factor inter-sujetos para calcular el chi-cuadrado y la significación.

## RESULTADOS

Treinta y cinco sujetos (21 hombres y 14 mujeres) con PGMs activos en el trapecio superior participaron en este estudio. Los resultados obtenidos pueden verse en la Tabla 1 y Tabla 2.

Se utilizó la media y la SD para analizar las imágenes de ultrasonido de las áreas elípticas y hipoecoicas observadas en el trapecio superior, las cuales

se observaron en todos los sujetos del estudio. Se visualizaron áreas hipoecoicas en un rango de entre 10 mm<sup>2</sup> y 46 mm<sup>2</sup>. La media  $\pm$  SD en T1 y T2 para los tamaños de áreas hipoecoicas fue de 27.4  $\pm$  8.75 para T1 y 26.51  $\pm$  9.87 para T2. No se encontraron cambios significativos en el tamaño de la zona hipoecoica entre los tiempos de estudio ( $F = 0.16$ ,  $p = 0.69$ ).

Tabla 1

Características antropométricas y variables obtenidas

		Media (SD)	
Edad		41.8 (12.15)	
Talla		172.49 (8.57)	
Peso		73.20 (14.29)	
Sexo	Hombre	21	
	Mujer	14	
EQ5D (Escala calidad de vida)		78.43 (19.16)	
		T1	T2
Flujo Sanguíneo	IR < 1	7	6
	IR = 1	15	23
	IR > 1	13	6
Rigidez	Encontrada	19	8
	Ausente	16	27

SD = Desviación estándar; T1 = Etapa inicial; T2 = Etapa Final; IR = Índice Resistivo

Se utilizó la mediana y la asimetría para analizar el flujo sanguíneo en la rama ascendente de la arteria transversa del cuello, y la rigidez en el trapecio superior. La mediana  $\pm$  asimetría para el flujo sanguíneo fue de 1  $\pm$  0,12 para T1 y 0.0  $\pm$  1.13 para T2. El análisis de Kruskal-Wallis mostró diferencias significativas en el flujo sanguíneo entre T1 y T2 (Chi-cuadrado = 4.23,  $p = 0.04$ ).

La mediana  $\pm$  asimetría para la rigidez fue de 1.0  $\pm$  -0.18 para T1 y 0.0  $\pm$  1.35 en T2. El análisis de Kruskal-Wallis mostró grandes cambios en la rigidez de los tejidos entre T1 y T2, mostrando una mayor rigidez en los tejidos T1 que en T2 (Chi-cuadrado = 7.19,  $p = 0.007$ ).

Tabla 2

Calculo de los cambios en las variables

	Variables				
	Tamaño PGM	Flujo	Rigidez		
Media (SD)	T1	27.40 (8.75)	1 (0.12)	1 (-0.18)	Mediana (Asimetría)
	T2	26.51 (9.88)	0.0 (1.13)	0 (1.35)	
ANOVA	0.16	4.23	7.19	Chi-cuadrado	
Valor de <i>p</i>	0.69	0.04*	0.007*	Valor de <i>p</i>	

SD = Desviación estándar; T1 = Etapa inicial; T2 = Etapa Final; PGM = Punto Gatillo Miofascial

\* = significación estadística,  $p \leq 0.05$ .

## DISCUSIÓN

Se han realizado muchos estudios para probar la eficacia de diferentes técnicas de tratamiento a nivel de los PGMs. Estos estudios siempre han utilizado técnicas de evaluación como la palpación, la algometría o las escalas visuales analógicas de dolor para la cuantificación de los PGMs. Estas técnicas, aunque lo suficientemente validadas, siempre han sufrido de limitaciones como la accesibilidad de la zona, la posibilidad de anormalidades nociceptivas, subjetividad de la sensación dolorosa por parte del sujeto, y la posibilidad de un aumento de la percepción del dolor como resultado de cambios en la excitabilidad neuronal y/o sensibilización central (Sterling, 2011; Woolf, 2011) .

Estudios recientes han utilizado la punción seca y técnicas de elastografía para estudiar cambios en los PGMs después del tratamiento (Maher, Hayes, & Shinohara, 2013; Turo et al., 2015). En el presente estudio, hemos utilizado la SME de vibración con power Doppler para comprobar la eficacia de las técnicas manuales en el tratamiento de los PGMs en pacientes con dolor miofascial. Esta técnica nos permite visualizar cambios de rigidez en los tejidos dónde encontramos PGMs, así como cambios en el flujo sanguíneo de los vasos que circulan a través de estos tejidos. La ventaja de este estudio es que esta técnica es compatible con la mayoría de los escáneres de ultrasonido, lo que la hace una técnica de alta disponibilidad, con un coste relativamente bajo y de fácil ejecución. Esto la hace una técnica muy útil para proporcionar evidencia de que

el cambio producido en un PGM después de aplicar un tratamiento manual, y más allá de la simple palpación.

El uso del power Doppler se ha utilizado con éxito en el estudio de las masas rígidas en el seno mediante la sonografía del frémito vocal con power Doppler (Kim et al., 2006; Yildiz et al., 2014) y en nuestro estudio anterior sobre el trapecio superior (Muro-Culebras & Cuesta-Vargas, 2013). Esta técnica proporciona un mapa de color superpuesto a una imagen en escala de grises de la zona, donde las áreas con falta de color son zonas de mayor rigidez. Pero la sonoelastografía de vibración no proporciona valores numéricos de elasticidad de las diferentes zonas. Otras técnicas como la elastografía de compresión proporcionan valores de elasticidad semi-cuantitativos (Garra, 2015), mientras que las técnicas tales como la elastografía de ondas de cizalla proporcionan verdaderos valores cuantitativos del módulo de elasticidad en la zona de estudio (Barr, 2014)(47). Sin embargo, estas técnicas tienen el inconveniente de su alto costo de adquisición de los sistemas para realizar la técnica.

En este estudio, se encontraron diferencias significativas en el flujo y en la rigidez de los PGMs entre T1 y T2 en el músculo trapecio superior, lo que es compatible con los resultados encontrados en otros estudios (Maher et al., 2013; Sikdar et al., 2008; Turo et al., 2015), y los encontrados por nosotros en algunos sujetos en nuestro estudio anterior (Muro-Culebras & Cuesta-Vargas, 2013). Esto apoya el hecho de que la aplicación de presión isquémica y el estiramiento produce cambios a corto plazo en la rigidez a nivel de las fibras en los PGMs. Y el hecho de que la SME puede ser una herramienta muy importante en el estudio y cuantificación de los PGMs.

Todos los sujetos fueron sometidos a un examen clínico para detectar PGMs activos en el trapecio superior. Se realizó un primer examen, que incluye el uso de ecografía y SME, para analizar el flujo sanguíneo, el tamaño de las zonas hipoecoicas y la rigidez. Después de este primer examen se realizó una intervención mediante terapia manual utilizando presión isquémica y estiramiento pasivo. Y, posteriormente, el examen se repitió usando ultrasonido y SME, con las mismas variables, en la misma zona.

No se encontraron diferencias significativas en el tamaño del área hipoecoica. Sin embargo, se encontraron diferencias importantes en el flujo sanguíneo en la zona de los PGMs y en la rigidez de los PGM (Fig. 03). Esto parece apoyar el hecho de que el uso de las terapias manuales en el tratamiento de los PGM es eficaz, y también la eficacia de la SME para el estudio de variables, que hasta la fecha eran imposibles con técnicas tales como la palpación o algometría, en los PGM.

Entre las debilidades de este estudio, el principal problema es que los resultados están fuertemente relacionados con el operador de ultrasonido. La localización de la ubicación de las áreas hipoecoicas dependía de la habilidad del operador y de una buena resolución del aparato de ecografía para evitar confusiones con los ecos de ultrasonido, y elementos como la presión ejercida sobre la piel con la sonda del ecógrafo en T1 y T2 puede variar los resultados. Esta última limitación podría subsanarse con un indicador de presión en la sonda del ecógrafo. Otra limitación del estudio es obtener exactamente la misma toma del área estudiada en T1 y T2 para poder compararlas. Esta limitación es muy difícil de evitar. Futuros estudios deberían utilizar diferentes operadores cegados para realizar la ecografía y el examen de SME, y para examinar las imágenes obtenidas. Otra desventaja posible es que este estudio carece de un grupo de control, una variable que debería agregarse en futuros estudios.

A nivel clínico, la desventaja de este estudio es que, aunque las técnicas de SME de vibración parecen ser más eficaces en la discriminación de los PGM, también son más difíciles de realizar que la palpación manual.

Los resultados obtenidos en este estudio nos llevan a pensar que el uso de la terapia manual es eficaz en la gestión de los PGMs y que la SME es útil en el examen de los PGMs.

## BIBLIOGRAFÍA

- Badia, X., Roset, M., Montserrat, S., Herdman, M., & Segura, A. (1999). The Spanish version of EuroQol: a description and its applications. European Quality of Life scale. *Medicina Clínica*, 112 Suppl 1, 79-85.
- Ballyns, J. J., Shah, J. P., Hammond, J., Gebreab, T., Gerber, L. H., & Sikdar, S. (2011). Objective sonographic measures for characterizing myofascial trigger points associated with cervical pain. *Journal of Ultrasound in Medicine: Official Journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine*, 30(10), 1331-1340.
- Barbero, M., Bertoli, P., Cescon, C., Macmillan, F., Coutts, F., & Gatti, R. (2012). Intra-rater reliability of an experienced physiotherapist in locating myofascial trigger points in upper trapezius muscle. *The Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 20(4), 171-177.  
<https://doi.org/10.1179/2042618612Y.0000000010>
- Barr, R. G. (2014). Elastography in clinical practice. *Radiologic Clinics of North America*, 52(6), 1145-1162. <https://doi.org/10.1016/j.rcl.2014.07.002>
- Basford, J. R., & An, K.-N. (2009). New techniques for the quantification of fibromyalgia and myofascial pain. *Current Pain and Headache Reports*, 13(5), 376-378.
- Bianchi, S., & Martinoli, C. (2011). *Ecografía Musculoesquelética*. Madrid. España: Marbán libros. Recuperado a partir de <http://www.journal.com.ar/9788471019547/Ecografía+Musculoesqueletica/>
- Childs, J. D., Cleland, J. A., Elliott, J. M., Teyhen, D. S., Wainner, R. S., Whitman, J. M., ... American Physical Therapy Association. (2008). Neck pain: Clinical practice guidelines linked to the International Classification of Functioning, Disability, and Health from the Orthopedic Section of the American Physical Therapy Association. *The Journal of Orthopaedic and*

*Sports Physical Therapy*, 38(9), A1-A34.

<https://doi.org/10.2519/jospt.2008.0303>

D'Sylva, J., Miller, J., Gross, A., Burnie, S. J., Goldsmith, C. H., Graham, N., ... Cervical Overview Group. (2010). Manual therapy with or without physical medicine modalities for neck pain: a systematic review. *Manual Therapy*, 15(5), 415-433. <https://doi.org/10.1016/j.math.2010.04.003>

Fejer, R., Kyvik, K. O., & Hartvigsen, J. (2006). The prevalence of neck pain in the world population: a systematic critical review of the literature. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 15(6), 834-848. <https://doi.org/10.1007/s00586-004-0864-4>

Garra, B. S. (2015). Elastography: history, principles, and technique comparison. *Abdominal Imaging*, 40(4), 680-697. <https://doi.org/10.1007/s00261-014-0305-8>

Gerwin, R. D. (2014). Diagnosis of myofascial pain syndrome. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 25(2), 341-355. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2014.01.011>

Gerwin, R. D., Shannon, S., Hong, C. Z., Hubbard, D., & Gevirtz, R. (1997). Interrater reliability in myofascial trigger point examination. *Pain*, 69(1-2), 65-73.

Hanten, W. P., Olson, S. L., Butts, N. L., & Nowicki, A. L. (2000). Effectiveness of a home program of ischemic pressure followed by sustained stretch for treatment of myofascial trigger points. *Physical Therapy*, 80(10), 997-1003.

Hong, C.-Z. (2004). Myofascial Pain Therapy. *Journal of Musculoskeletal Pain*, 12(3-4), 37-43. [https://doi.org/10.1300/J094v12n03\\_06](https://doi.org/10.1300/J094v12n03_06)

Hong, C.-Z. (2006). Treatment of myofascial pain syndrome. *Current Pain and Headache Reports*, 10(5), 345-349.



- Horcajadas, Á. J. B., & Rodríguez, L. D. C. (2011). *Ecografía Musculo-esquelética Esencial* (Edición: 1). Madrid: Editorial Médica Panamericana S.A.
- Hou, C.-R., Tsai, L.-C., Cheng, K.-F., Chung, K.-C., & Hong, C.-Z. (2002). Immediate effects of various physical therapeutic modalities on cervical myofascial pain and trigger-point sensitivity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(10), 1406-1414.
- Hoy, D. G., Protani, M., De, R., & Buchbinder, R. (2010). The epidemiology of neck pain. *Best Practice & Research. Clinical Rheumatology*, 24(6), 783-792. <https://doi.org/10.1016/j.berh.2011.01.019>
- Kallel, F., Prihoda, C. D., & Ophir, J. (2001). Contrast-transfer efficiency for continuously varying tissue moduli: simulation and phantom validation. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 27(8), 1115-1125.
- Kim, M. J., Kim, E.-K., Youk, J. H., Lee, J. Y., Kim, B. M., & Oh, K. K. (2006). Application of power Doppler vocal fremitus sonography in breast lesions. *Journal of Ultrasound in Medicine: Official Journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine*, 25(7), 897-906.
- Kumka, M., & Bonar, J. (2012). Fascia: a morphological description and classification system based on a literature review. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 56(3), 179-191.
- Liu, L., Huang, Q.-M., Liu, Q.-G., Ye, G., Bo, C.-Z., Chen, M.-J., & Li, P. (2015). Effectiveness of Dry Needling for Myofascial Trigger Points Associated with Neck and Shoulder Pain: A Systematic Review and Meta-analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.12.015>
- Maher, R. M., Hayes, D. M., & Shinohara, M. (2013). Quantification of dry needling and posture effects on myofascial trigger points using ultrasound shear-wave elastography. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94(11), 2146-2150. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2013.04.021>

- Miller, J., Gross, A., D'Sylva, J., Burnie, S. J., Goldsmith, C. H., Graham, N., ... Hoving, J. L. (2010). Manual therapy and exercise for neck pain: a systematic review. *Manual Therapy*, 15(4), 334-354.
- Muro-Culebras, A., & Cuesta-Vargas, A. I. (2013). Sono-myography and sono-myoelegraphography of the tender points of women with fibromyalgia. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 39(11), 1951-1957.  
<https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2013.05.001>
- Palacios-Ceña, D., Alonso-Blanco, C., Hernández-Barrera, V., Carrasco-Garrido, P., Jiménez-García, R., & Fernández-de-Las-Peñas, C. (2014). Prevalence of neck and low back pain in community-dwelling adults in Spain: an updated population-based national study (2009/10-2011/12). *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*.  
<https://doi.org/10.1007/s00586-014-3567-5>
- Pecos-Martin, D., Montañez-Aguilera, F. J., Gallego-Izquierdo, T., Urraca-Gesto, A., Gómez-Conesa, A., Romero-Franco, N., & Plaza-Manzano, G. (2015). The Effectiveness of Dry Needling On The Lower Trapezius In Patients With Mechanical Neck Pain: A Randomized Clinical Trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*.  
<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.12.016>
- Rayegani, S. M., Bayat, M., Bahrami, M. H., Raeissadat, S. A., & Kargozar, E. (2014). Comparison of dry needling and physiotherapy in treatment of myofascial pain syndrome. *Clinical Rheumatology*, 33(6), 859-864.  
<https://doi.org/10.1007/s10067-013-2448-3>
- Sari, H., Akarirmak, U., & Uludag, M. (2012). Active myofascial trigger points might be more frequent in patients with cervical radiculopathy. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 48(2), 237-244.
- Schroeder, J., Kaplan, L., Fischer, D. J., & Skelly, A. C. (2013). The Outcomes of Manipulation or Mobilization Therapy Compared with Physical Therapy

or Exercise for Neck Pain: A Systematic Review. *Evidence-Based Spine-Care Journal*, 4(1), 30-41. <https://doi.org/10.1055/s-0033-1341605>

Shah, J. P., Thaker, N., Heimur, J., Aredo, J. V., Sikdar, S., & Gerber, L. (2015). Myofascial Trigger Points Then and Now: A Historical and Scientific Perspective. *PM & R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, 7(7), 746-761. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2015.01.024>

Sikdar, S., Ortiz, R., Gebreab, T., Gerber, L. H., & Shah, J. P. (2010). Understanding the vascular environment of myofascial trigger points using ultrasonic imaging and computational modeling. *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference, 2010*, 5302-5305. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2010.5626326>

Sikdar, S., Shah, J. P., Gebreab, T., Yen, R.-H., Gilliams, E., Danoff, J., & Gerber, L. H. (2009). Novel applications of ultrasound technology to visualize and characterize myofascial trigger points and surrounding soft tissue. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(11), 1829-1838. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.04.015>

Sikdar, S., Shah, J. P., Gilliams, E., Gebreab, T., & Gerber, L. H. (2008). Assessment of myofascial trigger points (MTrPs): a new application of ultrasound imaging and vibration sonoelastography. *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference, 2008*, 5585-5588. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2008.4650480>

Silva, A. P. M. C. C., Acedo, A. A., Antunes, A. C. L., dos Santos, M. G., Fukuda, T. Y., Apolinario, A., & Finotti, P. H. A. (2011). Electromyography analysis of upper trapezius relaxation induced by interferential current in subjects with neck discomfort.(Report). *Journal of Applied Research*, 11(1), 11-19.

- Simons, D. G., & Mense, S. (2003). Diagnosis and therapy of myofascial trigger points. *Schmerz (Berlin, Germany)*, 17(6), 419-424.  
<https://doi.org/10.1007/s00482-003-0253-7>
- Simons, D. G., Travel, J. G., & Simons, L. S. (1998). *Myofascial Pain and Dysfunction: The Trigger Point Manual* (2nd edition). Baltimore: LWW.
- Sterling, M. (2011). Pressure algometry: what does it really tell us? *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 41(9), 623-624.  
<https://doi.org/10.2519/jospt.2011.0106>
- Taylor, L. S., Porter, B. C., Rubens, D. J., & Parker, K. J. (2000). Three-dimensional sonoelastography: principles and practices. *Physics in Medicine and Biology*, 45(6), 1477-1494.
- Travell, J. G., & Simons, D. G. (1983). *Myofascial pain and dysfunction: the trigger point manual*. Williams & Wilkins.
- Turo, D., Otto, P., Hossain, M., Gebreab, T., Armstrong, K., Rosenberger, W. F., ... Sikdar, S. (2015). Novel Use of Ultrasound Elastography to Quantify Muscle Tissue Changes After Dry Needling of Myofascial Trigger Points in Patients With Chronic Myofascial Pain. *Journal of Ultrasound in Medicine: Official Journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine*, 34(12), 2149-2161.  
<https://doi.org/10.7863/ultra.14.08033>
- Turo, D., Otto, P., Shah, J. P., Heimur, J., Gebreab, T., Zaazhoa, M., ... Sikdar, S. (2013). Ultrasonic characterization of the upper trapezius muscle in patients with chronic neck pain. *Ultrasonic Imaging*, 35(2), 173-187.  
<https://doi.org/10.1177/0161734612472408>
- Van Beers, B. E., Daire, J.-L., & Garteiser, P. (2014). New imaging techniques for liver diseases. *Journal of Hepatology*.  
<https://doi.org/10.1016/j.jhep.2014.10.014>
- Vernon, H., & Schneider, M. (2009). Chiropractic management of myofascial trigger points and myofascial pain syndrome: a systematic review of the literature. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 32(1), 14-24. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2008.06.012>

- Woolf, C. J. (2011). Central sensitization: Implications for the diagnosis and treatment of pain. *Pain*, 152(3 Suppl), S2-15.  
<https://doi.org/10.1016/j.pain.2010.09.030>
- Yildiz, S., Bakan, A. A., Aydın, S., Kadioglu, H., Serter, A., Bilgin, S., & Alkan, A. (2014). The effectiveness of power Doppler vocal fremitus imaging in the diagnosis of breast hamartoma. *Medical Ultrasonography*, 16(3), 201-207.
- Zaleska-Dorobisz, U., Kaczorowski, K., Pawluś, A., Puchalska, A., & Inglot, M. (2014). Ultrasound elastography - review of techniques and its clinical applications. *Advances in Clinical and Experimental Medicine: Official Organ Wroclaw Medical University*, 23(4), 645-655.



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

### 3. SENSIBILIDAD SONOELASTOGRÁFICA DURANTE LA TERAPIA MANUAL EN PUNTOS GATILLO DEL MÚSCULO TRAPECIO SUPERIOR

(Artículo sometido a revisión)

#### RESUMEN

El uso de la algometría es el método más empleado para la cuantificación del dolor miofascial, pero el desarrollo de técnicas como la elastografía está permitiendo el obtener información de la rigidez de los tejidos de una forma objetiva y sin las limitaciones de la algometría. En el presente estudio se estudió un grupo de sujetos durante un periodo de 6 semanas durante las cuales se emplearon técnicas manuales para el tratamiento de los puntos gatillo miofasciales y se estudió la evolución de estos sujetos empleando algometría y técnicas de sonografía y sono-mioelastografía para ver la relación entre estas. No se encontró correlación entre la algometría y los valores de rigidez proporcionados por la sono-mioelastografía ( $p = 0.7$ ). Tampoco se encontraron diferencias en los valores de algometría en el trapecio superior ( $p = 0.72$ ), el flujo sanguíneo ( $p = 0.39$ ) o el tamaño ( $p = 0.33$ ) de las zonas hipoecoicas entre el principio y el final del estudio, sin embargo, sí que se encontraron diferencias en la rigidez de la zona de ubicación de los puntos gatillo miofasciales ( $p = 0.05$ ). Esto nos lleva a pensar que el empleo de la sono-mioelastografía puede tener mayor sensibilidad a los cambios en rigidez de los puntos gatillo miofasciales que la algometría.

#### INTRODUCCIÓN

La fascia es una red de tejido conectivo que permea el cuerpo y envuelve los músculos, huesos y órganos, formando una continuidad en todo el cuerpo. Esta matriz viscoelástica tiene un papel fundamental en el equilibrio y la postura, y puede causar dolor en áreas distantes como los nervios y los Vasos sanguíneos (Findley, Chaudhry, Stecco, & Roman, 2012). Por estas razones, la fascia es uno de los tejidos más tratados por los terapeutas manuales, y se han

hecho varios estudios sobre la misma. Se ha desarrollado un modelo matemático que estudia la deformación de la fascia humana para determinar la relación entre las fuerzas mecánicas y la deformación (Chaudhry et al., 2008). Dos modelos tratan de explicar la función biomecánica de la fascia. El modelo viscoelástico sostiene que la fascia cambia de un estado más denso a un estado más fluido de acuerdo con las fuerzas aplicadas (Juhan, 1987; Rolf, 1977). El modelo neurobiológico sostiene que la estimulación de los mecanorreceptores que inervan la fascia causa una disminución del tono simpático y cambios en la viscosidad del tejido (Schleip, 2003a, 2003b).

Factores tales como las lesiones (accidentes, cicatrices quirúrgicas, deporte, ...) o la sobrecarga muscular (tensión repetitiva en los músculos o sollicitación prolongada causada por movimientos repetitivos o mala postura) pueden causar puntos gatillo miofasciales (PGMs) (Rachlin, 1993; Zhuang, Tan, & Huang, 2014). El PGM fue definido por Travell y Simons como el punto más sensible e hiperirritable dentro de una banda tensa de fibras de músculo esquelético y su estimulación puede producir tanto dolor local como referido (David G. Simons, Travel, & Simons, 1998; Travell & Simons, 1983). Estos PGMs pueden autoperpetuarse por el estrés emocional, la falta de ejercicio, la mala postura prolongada, las deficiencias de vitaminas, los trastornos del sueño y los problemas de las articulaciones (Han & Harrison, 1997). Los PGMs pueden clasificarse como activos o latentes. El PGM activo es sensible a la palpación y produce dolor local y referido que es similar al dolor del que se queda el paciente. El PGM latente produce dolor local y/o referido cuando se aplica presión al punto sensible, y el paciente no reconoce haberlo sufrido antes (Ge & Arendt-Nielsen, 2011; R D Gerwin, Shannon, Hong, Hubbard, & Gevirtz, 1997).

Los PGMs se consideran la principal característica clínica del síndrome de dolor miofascial (Barbero et al., 2012). El tratamiento de los PGMs incluye movilización, manipulación, ejercicio terapéutico, punción seca, estimulación eléctrica transcutánea y otras modalidades (Childs et al., 2008; Hou, Tsai, Cheng, Chung, & Hong, 2002). La terapia manual ha demostrado un alto nivel de evidencia en el tratamiento del dolor miofascial (D'Sylva et al., 2010; Miller et al., 2010).



Los terapeutas usan diversas herramientas tales como la palpación o la algometría para diagnosticar los PGMs y para estudiar su evolución, apoyada por las escalas visuales analógicas del dolor. Pero se han desarrollado técnicas menos subjetivas, como la elastografía, que permiten estudiar la rigidez de los tejidos.

La palpación se ha convertido en una práctica médica común y respetada. Se ha utilizado para el diagnóstico en abdomen, tórax, búsqueda de tumores, etc. Los terapeutas manuales utilizan la palpación para examinar el sistema musculoesquelético. El examen físico del sistema músculo-esquelético destinado a identificar la presencia de PGMs es el principal factor de diagnóstico y tratamiento en el dolor miofascial (R D Gerwin et al., 1997; Robert D. Gerwin, 2014; D. G. Simons & Mense, 2003).

En el caso de dolor miofascial, la algometría por presión ha sido el único método que ha producido medidas fiables y válidas para cuantificar la palpación (Ohrbach & Gale, 1989; Reeves, Jaeger, & Graff-Radford, 1986; Wyrażek, Huber, Lipiec, & Kulczyk, 2015). La algometría por presión es una técnica para determinar el umbral de dolor de presión (UDP), que se define como la cantidad de presión aplicada necesaria para que un sujeto informe de la aparición del dolor. Sin embargo, tiene sus propias limitaciones. La algometría no nos puede indicar el sitio exacto de posibles anomalías nociceptivas y no puede decirnos si el aumento de la percepción del dolor es el resultado de cambios en la excitabilidad neuronal y/o la sensibilización central (Sterling, 2011; Woolf, 2011). Además, elementos como el tiempo de reacción del examinador o sus expectativas pueden influir en el resultado de las mediciones (Jespersen et al., 2007), pero el mayor problema de la algometría es que depende del sujeto que comunica la respuesta al dolor, lo que la hace una prueba cuantitativa subjetiva y no-objetiva (Melia et al., 2015; Ylinen, 2007). La elastografía es una técnica que nació para superar muchas de estas limitaciones.

Las técnicas de elastografía proporcionan información sobre la rigidez de los tejidos y son un apoyo importante a la palpación manual (Taylor, Porter, Rubens, & Parker, 2000). Se han propuesto y desarrollado varias técnicas de elastografía para visualizar las propiedades mecánicas relativas de los tejidos. La elastografía por resonancia magnética utiliza vibradores externos para

generar ondas de corte o de compresión, visualizando su propagación a través de los tejidos (Van Beers, Daire, & Garteiser, 2015). También se han desarrollado diferentes técnicas elastográficas de ultrasonido (Taylor et al., 2000; Van Beers et al., 2015; Zaleska-Dorobisz, Kaczorowski, Pawluś, Puchalska, & Inglot, 2014). La elastografía de compresión utiliza imágenes ecográficas, que se comparan antes y después de una compresión externa. En la sonoelastografía, se aplican vibraciones externas y se utilizan técnicas Doppler color para generar una imagen de la vibración de los tejidos. Y en la elastografía de ondas de cizalla, se sigue la propagación de las ondas de cizalla a través de los tejidos con ultrasonidos para obtener el módulo elástico. La aplicación de la sonoelastografía en el sistema músculo-esquelético se denomina sono-mioelastografía (SME).

La terapia manual ha demostrado ser eficaz en el tratamiento de diferentes patologías (Fernández-de-Las-Peñas et al., 2015), y se han utilizado herramientas como la Escala Visual Analógica del Dolor (EVA), la algometría, los cuestionarios auto-informados o la goniometría para cuantificar estos cambios (Harris et al., 2006). En un estudio anterior (Muro-Culebras & Cuesta-Vargas, 2013) hemos demostrado que el uso de la elastografía de vibración utilizando power Doppler puede ser útil para estudiar las características de los PGMs en los músculos.

En este estudio sostenemos la hipótesis de que el uso de la SME utilizando power Doppler puede ser útil para visualizar los cambios en la rigidez de los tejidos con PGMs. Para estudiar la utilidad potencial de la aplicación de la SME en los PGMs hemos aplicado uno de los tratamientos que más evidencia científica tiene en el tratamiento de los PGMs y hemos visto su evolución con sonografía y SME. También se estudió la relación entre SME y algometría, que es una de las pruebas más utilizadas en la evaluación de PGMs.

## MÉTODO

### Diseño y Participantes

Se llevó a cabo un estudio prospectivo en la Unidad Docente y Asistencial de Fisioterapia en la Universidad de Málaga, España. El comité de ética de la Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad de Málaga aprobó este estudio. Tras el consentimiento escrito e informado de los sujetos, se seleccionó un grupo de sujetos, formado por mujeres y hombres de entre 21 y 59 años de edad (14 mujeres y 21 hombres). El grupo experimental fue seleccionado de estudiantes y empleados de la universidad, hombres y mujeres, que asistieron a la clínica de fisioterapia universitaria. Los criterios generales de exclusión fueron sujetos con deterioro cognitivo o sujetos con limitaciones físicas, mentales/psiquiátricas o una enfermedad reumatológica concurrente severa que dificultara su participación en el estudio. Todos los sujetos se sometieron a un estudio musculoesquelético para asegurar la presencia de PGM activos de acuerdo con los criterios descritos por Simons et al (David G. Simons et al., 1998). Y Gerwin et al. (R D Gerwin et al., 1997; Robert D. Gerwin, 2014).

### Procedimiento experimental

El estudio se dividió en tres etapas experimentales.

Etapa 1 (S1, antes de la intervención) era el momento inicial. Se administró el cuestionario auto-informado Cuestionario de Salud EuroQoL (EQ-5D) a los sujetos. Posteriormente se les sometió a un examen físico para localizar PGMs en el músculo trapecio superior. El trapecio superior, el supraespinoso y el músculo tibial anterior se estudiaron con algometría. Por último, se realizó un examen por ecografía, imagen Doppler y SME en el músculo trapecio superior. Durante esta prueba, se tomó una fotografía en el área de exploración para intentar asegurar el área de examen en las siguientes etapas. También se observó la posición aproximada en un boceto.

Etapa 2 (S2, después de la intervención; Corto Efecto). Esta etapa S2 se llevó a cabo después de un período de 2 semanas tras la primera etapa. Durante estas dos semanas se realizaron cuatro intervenciones con terapia manual en

diferentes días. En esta etapa, se realizaron pruebas de algometría, ecografía, Doppler y SME en el trapecio superior.

Etapa 3 (S3, Long Efecto). Esta etapa S3 se realizó un mes después de S2. Durante este período no se realizó ninguna intervención terapéutica. En esta etapa se realizaron la prueba de algometría, la ecografía, la imagen con Doppler y el examen con SME.

### Intervención

La terapia manual se aplicó 4 veces en dos semanas en días diferentes entre S1 y S2, y no se aplicó durante el mes entre S2 y S3. La terapia manual de PGMs incluye diferentes métodos como el masaje de compresión, el estiramiento y la presión profunda (Hong, 2006; D. G. Simons & Mense, 2003). Vernon y Schneider reportaron evidencias de moderadas a fuertes que apoyaban el uso de la presión isquémica en los PGMs para el alivio inmediato del dolor, y el uso del estiramiento en combinación con otras técnicas proporcionó un beneficio inmediato en la reducción de la sensibilidad del PGM (Vernon & Schneider, 2009). Además, los tratamientos con terapia manual han reportado resultados similares a los tratamientos con punción seca, pero sin los posibles rechazos que puede originar esta última (Rayegani, Bayat, Bahrami, Raeissadat, & Kargozar, 2014). Por lo tanto, se aplicaron estiramientos pasivos del trapecio superior y presión isquémica en el PGM en el mismo músculo.

Una vez localizado el punto gatillo por palpación, se aplicó presión isquémica sobre él con el pulgar. La presión se incrementó progresivamente hasta que el terapeuta percibió un aumento definitivo en la resistencia tisular (barrera). La técnica se mantuvo aproximadamente de 20 segundos a 1 minuto, hasta que el terapeuta siente que las fibras musculares comienzan a relajarse. Una vez que se sintió la relajación, poco a poco se relajó la presión. Este proceso se repitió 3 veces en cada sesión. Posteriormente, el estiramiento pasivo del músculo trapecio superior también se llevó a cabo con una técnica de las manos cruzadas durante 45 segundos. Este proceso se repitió 3 veces en cada sesión. La terapia manual de los PGMs se aplicó lentamente y sin inducir dolor a los sujetos.

## VARIABLES DEL ESTUDIO

### *Examen clínico*

Los sujetos fueron evaluados mediante palpación manual. Los evaluadores, que tenían más de 15 años de experiencia en dolor musculoesquelético, realizaron exámenes miofasciales en el trapecio superior para localizar PGMs activos. El Manual de los puntos gatillo (David G. Simons et al., 1998) y los estudios de Gerwin y col. (R D Gerwin et al., 1997; Robert D. Gerwin, 2014) se utilizaron como referencia para los criterios diagnósticos de los PGMs.

La algometría de presión se realizó utilizando un algómetro digital (Jtech Manufacturer Medical, Salt Lake City, UT, EE.UU.) para evaluar el UDP (Vanderweeën, Oostendorp, Vaes, & Duquet, 1996). La presión se aplicó usando una sonda de 1 cm de diámetro, y se ajustó a una presión máxima de 110 Newtons/cm<sup>2</sup>. Los sujetos fueron instruidos para avisar cuando la sensación cambiaba por primera vez de presión a molestia. Los UDPs se tomaron sobre el trapecio superior donde se encontraron PGMs activos, el supraespinoso homolateral y el músculo tibial anterior homolateral, realizando tres repeticiones en cada punto y obteniéndose el promedio de cada zona. Se permitió un período de reposo de 30 segundos entre cada medida. El UDP de esos tres sitios de examen se midió durante S1, S2 y S3 en Newtons/cm<sup>2</sup>. El músculo tibial anterior se incluyó para analizar la sensibilización periférica y central (Fernández-de-Las-Peñas et al., 2015; Fernández-de-las-Peñas & Dommerholt, 2014; Scott, Jull, & Sterling, 2005). Para examinar el trapecio superior, la sonda del algómetro se colocó en el medio entre C7 y el acromion, para examinar el supraespinoso, se colocó sobre el vientre muscular, en el centro de la zona de la espina de la escápula, y para examinar el tibial anterior, se colocó sobre en el tercer medio del vientre muscular.

Cada exploración por algometría fue acompañada por una medición del dolor del sujeto usando una escala EVA. La escala EVA del dolor es una escala con una línea vertical continua que proporciona una puntuación que va de 0,0 a 10. Se pidió a los sujetos que colocaran una línea perpendicular a la línea EVA

en el punto que ellos sintieran que representaba su estado actual. Una puntuación más alta indica una mayor intensidad del dolor (Hawker, Mian, Kendzerska, & French, 2011).

### *Sonografía, sonomioelastografía e imagen Doppler*

En esta parte del examen, los sujetos fueron colocados en una silla especial de masaje (modelo Alu Pro, Enraf, Rotterdam, Holanda) para con seguir la relajación de la musculatura cervicotorácica (Silva et al., 2011), cuya contracción podría afectar a las variables de SME (BASFORD & AN, 2009).

**La primera variable** fue la morfología del PGM, obtenida con el examen ecográfico utilizando el modo B de un escáner de ultrasonido clínico (MyLabs™25 Gold, Esaote, Milán, Italia) con un transductor lineal ajustado a una frecuencia de 12 MHz y una profundidad de 4 cm. El examen se realizó en las áreas donde se encontraron y se marcaron los PGMs en el examen físico. El trapecio superior se revisó colocando el transductor longitudinalmente a las fibras musculares. Después de eso, el examen se repitió con el transductor colocado perpendicular a las fibras musculares.

En la imagen de ultrasonido del trapecio superior, los PGMs aparecieron como zonas hipoecoicas focales con una ecotextura heterogénea como se muestra en los estudios de Sikdar (Sikdar et al., 2009) (Fig. 01). Esto se tomó en cuenta como referencia en este estudio. La función de "filtro de color" en el equipo de ultrasonido Esaote, que reemplazó el blanco con un color azul para enfatizar el contraste, se utilizó para identificar aún más las áreas hipoecoicas de la imagen. Posteriormente, el operador utilizó la herramienta "elipse" del ultrasonido para delinear y calcular el tamaño del área hipoecoica encontrada más grande. Las imágenes obtenidas se comprobaron después de su adquisición usando el software ImageJ (v.1.50i) para medir las áreas hipoecoicas. Para calibrar la imagen en el software se empleó la imagen tomada por el escáner de ultrasonido clínico a una profundidad de 4 cm. Se delimitó el área hipoecoica fijando una tolerancia de 25 píxeles en la zona y el software proporcionó la medición del área. Una vez localizado el área hipoecoica, para tratar de asegurar que la colocación del transductor en el trapecio superior en S2

y S3 era similar al estadio S1, se tomó una fotografía en S1 que fue revisada en S2 y S3.

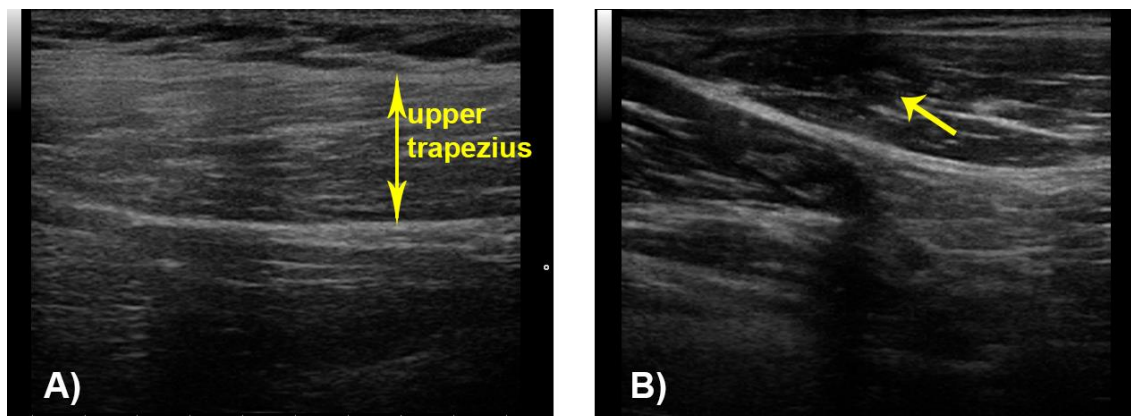


Figura 01. Imagen en escala de grises del trapecio superior en el que se observa una imagen isoecoica del trapecio superior en la imagen A) y se identifica una zona elíptica e hipoeicoica en la imagen B) (marcada con flecha)

**La segunda variable** se obtuvo mediante SME con power Doppler.

La SME es una técnica de ultrasonido que, junto con técnicas Doppler, se utiliza para visualizar en tiempo real las vibraciones propagadas a través de los tejidos, y producidas por una fuente externa, con el fin de identificar regiones localizadas de mayor rigidez tisular. Esta técnica ha sido descrita en detalle en otros estudios (Taylor et al., 2000). Taylor afirma que "la imagen mediante sonoelastografía utiliza el patrón de vibración resultante de la propagación de ondas de cizalla de baja frecuencia que viajan a través de los tejidos profundos. Cuando una región de tejido uniforme contiene una lesión dura hay una disminución local en el pico de la amplitud de la vibración en la propia lesión. Las técnicas de Doppler se utilizan para estimar la amplitud y la fase de la vibración dentro de una región de interés " (Taylor et al., 2000). Para realizar la SME se utiliza una fuente de vibración que produce una onda inferior a 1000 Hz. Para obtener estas vibraciones se usó un masajeador externo (modelo NC70209, North Coast Medical, California, EE.UU.) que produce vibraciones de 92 Hz, modificado con un aplicador plano y alargado (con una superficie de aplicación de 1x4 cm) y que se aplicó sobre el músculo trapecio superior. El aplicador plano

se colocó manteniendo una distancia de 2-3 cm. del transductor de ultrasonidos. El modo power Doppler se utilizó para recopilar imágenes de SME en tiempo real. De este modo, se obtuvo una imagen en escala de grises del trapecio superior con un mapa de color superpuesto, donde las zonas con pérdida de color correspondían a áreas de mayor rigidez. Los datos se registraron utilizando la siguiente escala: 0 (ecogenicidad uniforme normal y falta de rigidez) Y 1 (estructura anormal con un foco hipoecoico rígido) (Fig. 02). Esta técnica de SME resultó ser eficaz en un fantoma que replicaba el modelo de Kallel y col. (Kallel, Prihoda, & Ophir, 2001), con mezclas de agar y gelatina, como se demostró en nuestro estudio anterior (Muro-Culebras & Cuesta-Vargas, 2013).

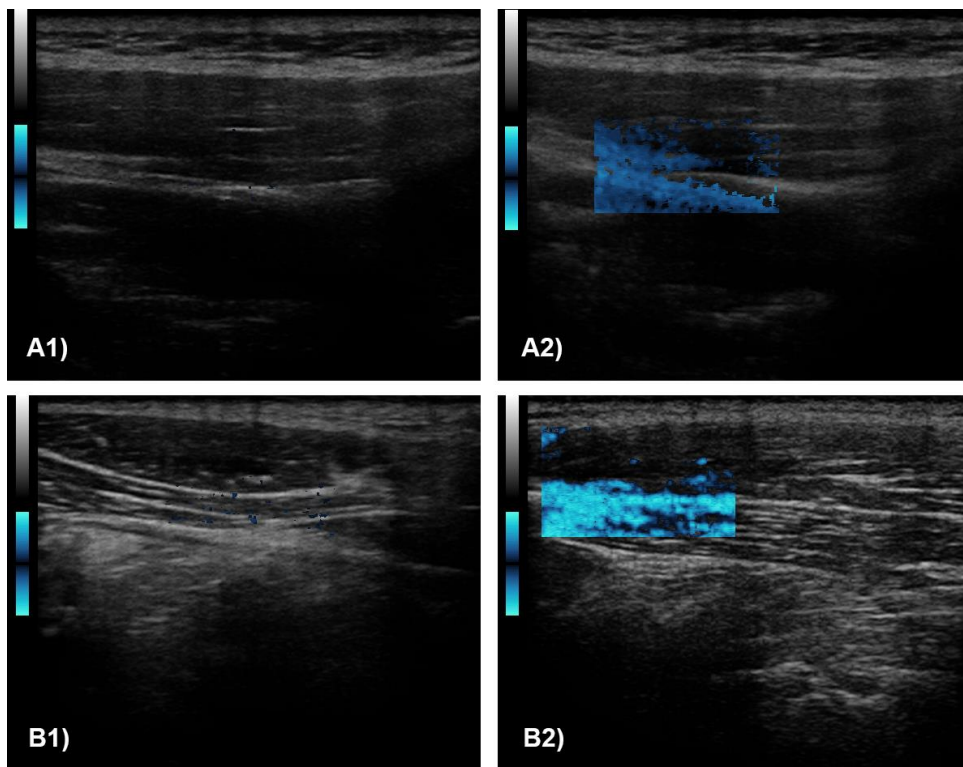


Figura 02. Imágenes donde se muestran varias zonas hipoecoicas elípticas en la imagen A1) y una zona hipoecoica elíptica en la imagen B1) que no vibran con la misma amplitud al aplicar una vibración externa y la técnica de SME en las imágenes A2) y B2).

**La tercera variable** se obtuvo utilizando la técnica de Doppler color.

El índice resistivo (IR) se usa normalmente para el diagnóstico vascular, y sus mediciones se obtuvieron desde el software del ecógrafo utilizando el



Doppler color en la rama ascendente de la arteria transversa del cuello y en otras arterias o arteriolas que se encontraban en las proximidades del PGM estudiado. Generalmente, un aumento de la resistencia al flujo sanguíneo producido por el lecho microvascular se refleja en un aumento del IR. La forma de onda del flujo sanguíneo, basado en el flujo Doppler, se puntuó usando la siguiente escala (Sikdar et al., 2009): 0 (flujo normal del músculo, no hay flujo en la diástole; IR = 1), 1 (aumento del flujo sanguíneo en diástole; IR < 1), 2 (flujo oscilatorio o flujo retrógrado sostenido en diástole; IR > 1) (Fig. 03).

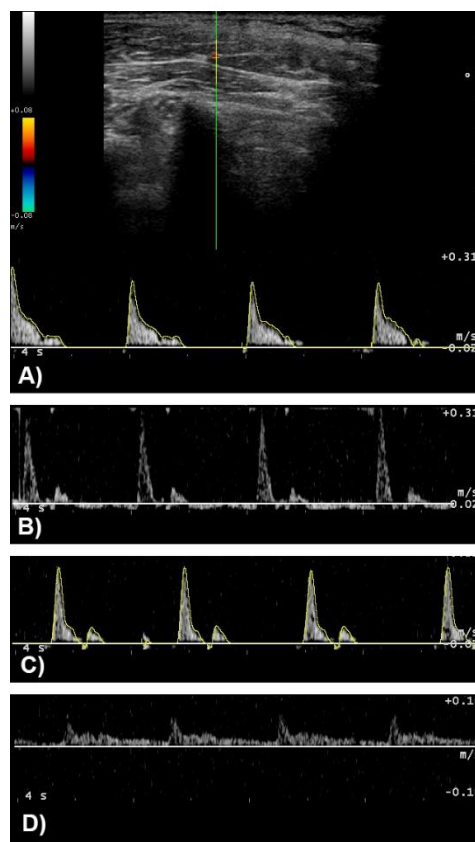


Figura 03. Algunos ejemplos de los flujos obtenidos en la realización de este estudio. A) Flujo con ausencia de diástole (IR = 1). B) Flujo retrógrado mantenido en la diástole (IR > 1). C) Flujo retrógrado en la diástole temprana y ausencia de flujo en diástole (IR > 1). D) Flujo elevado en la diástole (IR < 1)

### *Cuestionarios auto-informados*

Se utilizó la versión española de EuroQoL-5D (EQ-5D) (Badia, Roset, Montserrat, Herdman, & Segura, 1999). Proporciona un perfil descriptivo y un

índice único para el estado de salud, y consta de dos partes: la parte 1 es una descripción auto-informada de los problemas de salud según una clasificación de cinco dimensiones (movilidad, autocuidado, actividades habituales, dolor/malestar y ansiedad/depresión), y la Parte 2 es una escala analógica visual de salud autoevaluada. Escalas: 0-1 (calidad de vida, 0 = muerte, 1 = salud perfecta) y 0-100 (escala visual de calidad de vida, 0 = peor estado de salud imaginable, 100 = mejor estado de salud imaginable). La fiabilidad del instrumento, expresada en coeficiente de correlación intraclase, es de 0.86 y 0.90.

### *Análisis estadístico*

El análisis estadístico se realizó utilizando el software estadístico SPSS, versión 21.0 (SPSS Inc, Chicago, IL, EE.UU.). La tau de Kendall se utilizó para analizar la correlación entre SME y algometría en S1.

Se obtuvieron la media y las desviaciones estándar (SD) para las variables cuantitativas (algometría, EVA del dolor y tamaño del PGM) en S1, S2 y S3; y la mediana y la asimetría para las variables cualitativas (rigidez y flujo sanguíneo) en S1, S2 y S3.

Para calcular los cambios se utilizó la medición de la ANOVA en los tiempos (S1, S2 y S3) como el factor intra-sujetos y la algometría, la EVA del dolor y el tamaño del PGM como los factores inter-sujetos. Para calcular el chi-cuadrado y la significación se utilizó el análisis de varianza unidireccional de Kruskal-Wallis con el tiempo (S1, S2 y S3) como factor intra-sujeto y la rigidez y el flujo sanguíneo como factores inter-sujetos, empleándose también la U de Mann-Whitney para comprobar los cambios en la rigidez entre los tiempos S1 y S2, y S2 y S3.

## RESULTADOS

Treinta y cinco sujetos con PGMs activos en el trapecio superior se seleccionaron para este estudio. Los resultados obtenidos se pueden observar en la Tabla 1 y Tabla 2.

Tabla 1

Características antropométricas y variables obtenidas

		Media (SD)		
Edad		41.8 (12.15)		
Talla		172.49 (8.57)		
Peso		73.20 (14.29)		
Sexo	Hombre	21		
	Mujer	14		
EQ5D (Escala calidad de vida)		78.43 (19.16)		
		S1	S2	S3
Flujo Sanguíneo	IR < 1	7	7	9
	IR = 1	15	20	17
	IR > 1	13	8	9
Rigidez	Encontrada	19	6	12
	Ausente	16	29	23

SD = Desviación estándar; S1 = Tiempo inicial; S2 = Tiempo Intermedio; S3 = Tiempo Final; IR = Índice resistivo

La tau de Kendall no mostró correlación entre algometría en el trapecio superior y rigidez ( $p = 0.7$ ) o flujo sanguíneo ( $p = 0.21$ ) en S1. Sin embargo, sí mostró correlación entre algometría en el trapecio superior y los tamaños de las áreas hipoecoicas ( $p = 0.02$ ).

El examen por SME mostró grandes cambios en la rigidez de los PGMs entre S1 y S3 ( $p = 0.005$ ). Al analizarse los tiempos por separado se encontró un gran cambio en la rigidez entre S1 y S2 ( $p = 0.001$ ) y no se encontraron cambios entre S2 y S3 ( $p = 0.10$ ).

Se realizaron pruebas de algometría en el trapecio superior, el supraespinoso y el tibial anterior. Aunque se encontraron diferencias en el UDP entre S1, S2 y S3, los cambios entre las mediciones no fueron significativos (Trapecio superior  $p = 0.72$ , supraespinoso  $p = 0.41$ , Tibial anterior  $p = 0.78$ ). Sin embargo, se encontraron mejoras en el UDP durante el estudio.

Tabla 2

## Cambios en las variables

		Variables					Flujo	Rigidez	
		ALG.TS	ALG.S	ALG.T	Tamaño	EVA			
Media (SD)	S1	34.77 (15.69)	43.40 (16.42)	80.73 (28.56)	27.40 (8.76)	2.53 (2.09)	1 (0.12)	1 (-0.18)	Mediana (Asimetría)
	S2	37.09 (16.46)	46.76 (20)	84.25 (28.14)	24.71 (7.05)	2.08 (1.84)	0 (0.74)	0 (1.82)	
	S3	37.92 (18.31)	49.35 (19.08)	85.11 (26.79)	25.6 (6.93)	2.03 (1.96)	1 (0.30)	0 (0.69)	
ANOVA		0.33	0.90	0.24	1.13	0.68	1.87	10.50	Chi-cuadrado
Valor <i>p</i>		0.72	0.41	0.78	0.33	0.51	0.39	0.005*	Valor <i>p</i>
Correlaciones en S1									
		Rigidez		Flujo		Tamaño			
ALG.TS									
T de Kendall		-0.054		-0.052		0.28			
Valor <i>p</i>		0.70		0.21		0.02*			

SD = Desviación Estándar; ALG.TS = Algometría Trapecio superior; ALG.S = Algometría Supraespinoso; ALG.T = Algometría Tibial anterior; EVA = Escala Visual Analógica del dolor; S1 = Tiempo Inicial; S2 = Tiempo Intermedio; S3 = Tiempo Final

\* = significación estadística,  $p \leq 0.05$ .

Se realizaron pruebas de EVA de dolor en S1, S2 y S3. Sin embargo, no se encontraron diferencias significativas en este estudio ( $p = 0.51$ )

Se observaron áreas elípticas e hipoecoicas en las imágenes de ultrasonido del trapecio superior en todos los sujetos del estudio. Las diferencias entre los tamaños de las zonas hipoecoicas variaban entre los 14 mm<sup>2</sup> y 60 mm<sup>2</sup>. La Media  $\pm$  desviación estándar en S1 fue de 27.4  $\pm$  8.75 mm<sup>2</sup>, en S2 fue de 24.71  $\pm$  7.05 mm<sup>2</sup> y S3 fue de 25.6  $\pm$  6.93 mm<sup>2</sup>. No se encontraron cambios significativos en el tamaño de la zona hipoecoica entre las etapas de este estudio ( $p = 0.33$ ).

El examen del flujo sanguíneo en la rama ascendente de la arteria transversa del cuello no mostró diferencias entre S1, S2 y S3 ( $p = 0.39$ ).

## DISCUSIÓN

Medir el UDP mediante algometría es la prueba más utilizada por los terapeutas para cuantificar los PGMs, pero tiene sus limitaciones. La algometría sólo permite medir el umbral del dolor a la presión en el área explorada, el cual es subjetivo y puede ser influenciado por una sensibilización central (Sterling, 2011; Woolf, 2011)(24,25). La SME es mucho más específica para explorar el área de ubicación de PGMs, lo que permite visualizar y explorar los tejidos en profundidad.

Autores como Maher y col. (Maher, Hayes, & Shinohara, 2013) han utilizado la elastografía de ondas de cizalla para estudiar los cambios en el músculo después de la aplicación de punción seca, y Turo y col. (Turo et al., 2015) han utilizado, de la misma manera, la elastografía de vibración utilizando el modo varianza de color del Doppler con unos filtros modificados. Sin embargo, técnicas como la elastografía de ondas de cizalla o la elastografía de compresión necesitan el uso de software y hardware específicos que a menudo son caros para el clínico común. El power Doppler, como un sistema para visualizar zonas de rigidez en los tejidos, es una técnica que ya se ha utilizado en el estudio de lesiones en la mama con las imágenes de frémito vocal usando power Doppler (Kim et al., 2006; Yildiz et al., 2014). Y la técnica de SME usando power Doppler se ha utilizado como una técnica eficaz en el estudio de la rigidez en el trapecio y en un fantoma de agar/gelatina (Muro-Culebras & Cuesta-Vargas, 2013).

En el presente estudio, hemos utilizado SME con power Doppler para probar el valor diagnóstico potencial en pacientes con PGMs, y para comprobar si su sensibilidad al cambio es mayor que la algometría. Todos los sujetos fueron sometidos a un examen clínico de detección para detectar PGMs activos en el trapecio superior. Pruebas de algometría, EVA de dolor, rigidez visualizada por SME, flujo sanguíneo y tamaño de las zonas hipoecoicas se obtuvieron durante un período de 45 días. Durante este período se realizaron cuatro intervenciones mediante terapia manual durante un período de dos semanas. La tau de Kendall

se utilizó para comprobar la posible relación entre SME y algometría, que no mostró relación entre flujo y algometría, ni entre rigidez y algometría, pero arrojó relación entre algometría y tamaño del área hipoecoica. No se encontraron diferencias significativas en la algometría, en el flujo sanguíneo o en el tamaño de la zona hipoecoica, pero se encontraron diferencias importantes en la rigidez de los PGMs y no se encontraron diferencias significativas en la prueba de algometría o en la EVA de dolor. Esto sugiere que el examen mediante SME tiene mayor sensibilidad a los cambios de rigidez de los PGMs que la algometría, lo que apoya los resultados encontrados por otros estudios (Maher et al., 2013; Turo et al., 2015)(47,48), y los encontrados por nosotros en algunos sujetos en nuestro estudio anterior (Muro-Culebras & Cuesta-Vargas, 2013).

La tau de Kendall no mostró correlación entre la algometría y la rigidez obtenida por SME. Tampoco mostró correlación entre el flujo sanguíneo y la algometría, pero mostró correlación entre la algometría y el tamaño de las áreas hipoecoicas. Esto no debería ser extraño porque, como hemos sugerido anteriormente, la algometría sólo mide el UDP en el área de localización de PGMs, mientras que SME es mucho más específica en cuantificar la rigidez y el tamaño de las zonas hipoecoicas en el área exacta de los PGMs.

La algometría no mostró diferencias significativas, al contrario de lo que se ha encontrado en otros estudios que utilizan terapias manuales similares en los PGMs (Hidalgo-Lozano et al., 2011). Esto podría explicarse porque en nuestro estudio, la presencia de PGMs en el trapecio superior fue un requisito de inclusión, pero no la presencia de dolor cervical.

El tamaño de las áreas hipoecoicas no mostró diferencias significativas durante el estudio, aunque se encontraron diferencias en un estudio similar (Turo et al., 2015). Esto podría indicar que el uso de la punción seca es más eficaz en el tratamiento de los PGMs que el uso del estiramiento pasivo y la presión isquémica. Otros estudios deberían examinar ambas técnicas de tratamiento utilizando la misma técnica de elastografía.

La evaluación del flujo sanguíneo no mostró ningún dato útil durante el estudio de los PGMs. El mismo resultado se obtuvo en nuestro estudio anterior. Esto parece apoyar los hallazgos encontrados por autores anteriores, donde el

uso del índice de pulsatilidad ha sido más útil que el uso del IR al estudiar los PGMs (Kumbhare, Elzibak, & Noseworthy, 2015).

Todo esto parece apoyar que el estudio de la rigidez de los PGMs es más sensible a los cambios a largo plazo que el estudio del IR del flujo sanguíneo o el tamaño de las áreas hipoecoicas. Otros estudios deben modificar los factores en el período de intervención (tiempo de tratamiento, técnicas utilizadas, ...) para verificar cambios en el flujo sanguíneo o en el tamaño del área hipoecoica, y usar el índice de pulsatilidad en lugar del IR.

Entre las limitaciones de este estudio, el principal problema es que es muy operador-dependiente. La determinación de la ubicación de las áreas hipoecoicas dependía de la habilidad del operador y de una buena resolución de la imagen de ultrasonido. Una limitación importante del estudio es obtener la misma proyección del área estudiada para la comparación en los tres tiempos del estudio, y que esta no se viera afectada por un cambio de la presión ejercida sobre la piel por la sonda del ultrasonido. Parte de esta limitación se puede suplir con un medidor de presión en la sonda. Además, futuros estudios deberían utilizar investigadores cegados para tomar las imágenes de ultrasonido y para evaluar las imágenes.

Otra limitación importante de esta técnica es que sólo proporciona dos valores de rigidez: rígido y no rígido. El uso de escalas como el "índice de heterogeneidad mecánica" desarrollado por Turo et al (Turo et al., 2015) podría ser útil en este punto. El uso de técnicas como la elastografía de las ondas de cizalla o la elastografía de compresión podría ofrecer una mayor cuantificación de la rigidez de los tejidos, pero como hemos explicado, queremos utilizar una técnica que pueda estar disponible para un mayor número de terapeutas. Otros dispositivos como el Myoton proporcionan una mayor cuantificación de la rigidez y de una manera más cómoda (Chuang, Wu, & Lin, 2012; Janecki, Jarocka, Jaskólska, Marusiak, & Jaskólski, 2011). Aunque en contra, no permite una visión directa de los tejidos rígidos.

En un nivel clínico, una desventaja de este estudio es que, aunque las técnicas de SME parecen ser más eficaces en la discriminación de los PGMs, el

tener que utilizar una sonda de ultrasonido y un vibrador externo, y todo el proceso lo hace más difícil de realizar que la palpación manual.

En este estudio, no se encontraron correlaciones entre la algometría y las variables ecográficas empleadas, ni se obtuvieron diferencias significativas en los UDP, pero se encontraron diferencias de rigidez utilizando la SME. Los resultados obtenidos en este estudio nos llevan a pensar que las SME pueden ser más útil en el diagnóstico y estudio de los PGMs que los exámenes físicos.



## BIBLIOGRAFÍA

- Badia, X., Roset, M., Montserrat, S., Herdman, M., & Segura, A. (1999). The Spanish version of EuroQol: a description and its applications. European Quality of Life scale. *Medicina Clínica*, 112 Suppl 1, 79-85.
- Barbero, M., Bertoli, P., Cescon, C., Macmillan, F., Coutts, F., & Gatti, R. (2012). Intra-rater reliability of an experienced physiotherapist in locating myofascial trigger points in upper trapezius muscle. *The Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 20(4), 171-177. <https://doi.org/10.1179/2042618612Y.0000000010>
- Basford, J. R., & An, K.-N. (2009). New techniques for the quantification of fibromyalgia and myofascial pain. *Current Pain and Headache Reports*, 13(5), 376-378.
- Chaudhry, H., Schleip, R., Ji, Z., Bukiet, B., Maney, M., & Findley, T. (2008). Three-dimensional mathematical model for deformation of human fasciae in manual therapy. *The Journal of the American Osteopathic Association*, 108(8), 379-390.
- Childs, J. D., Cleland, J. A., Elliott, J. M., Teyhen, D. S., Wainner, R. S., Whitman, J. M., ... American Physical Therapy Association. (2008). Neck pain: Clinical practice guidelines linked to the International Classification of Functioning, Disability, and Health from the Orthopedic Section of the American Physical Therapy Association. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 38(9), A1-A34. <https://doi.org/10.2519/jospt.2008.0303>
- Chuang, L., Wu, C., & Lin, K. (2012). Reliability, Validity, and Responsiveness of Myotonometric Measurement of Muscle Tone, Elasticity, and Stiffness in Patients With Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(3), 532-540. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2011.09.014>
- D'Sylva, J., Miller, J., Gross, A., Burnie, S. J., Goldsmith, C. H., Graham, N., ... Cervical Overview Group. (2010). Manual therapy with or without physical

medicine modalities for neck pain: a systematic review. *Manual Therapy*, 15(5), 415-433. <https://doi.org/10.1016/j.math.2010.04.003>

Fernández-de-las-Peñas, C., & Dommerholt, J. (2014). Myofascial trigger points: peripheral or central phenomenon? *Current Rheumatology Reports*, 16(1), 395. <https://doi.org/10.1007/s11926-013-0395-2>

Fernández-de-Las-Peñas, C., Ortega-Santiago, R., Ortiz-Gutiérrez, R., Caminero, A. B., Salom-Moreno, J., & Arendt-Nielsen, L. (2015). Widespread pressure pain hypersensitivity in patients with multiple sclerosis with and without pain as sign of central sensitization. *The Clinical Journal of Pain*, 31(1), 66-72. <https://doi.org/10.1097/AJP.0000000000000084>

Findley, T., Chaudhry, H., Stecco, A., & Roman, M. (2012). Fascia research--a narrative review. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 16(1), 67-75. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2011.09.004>

Ge, H.-Y., & Arendt-Nielsen, L. (2011). Latent myofascial trigger points. *Current Pain and Headache Reports*, 15(5), 386-392. <https://doi.org/10.1007/s11916-011-0210-6>

Gerwin, R. D. (2014). Diagnosis of myofascial pain syndrome. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 25(2), 341-355. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2014.01.011>

Gerwin, R. D., Shannon, S., Hong, C. Z., Hubbard, D., & Gevirtz, R. (1997). Interrater reliability in myofascial trigger point examination. *Pain*, 69(1-2), 65-73.

Han, S. C., & Harrison, P. (1997). Myofascial pain syndrome and trigger-point management. *Regional Anesthesia*, 22(1), 89-101.

Harris, R. E., Gracely, R. H., McLean, S. A., Williams, D. A., Giesecke, T., Petzke, F., ... Clauw, D. J. (2006). Comparison of clinical and evoked pain measures in fibromyalgia. *The Journal of Pain: Official Journal of the American Pain Society*, 7(7), 521-527. <https://doi.org/10.1016/j.jpain.2006.01.455>

- Hawker, G. A., Mian, S., Kendzerska, T., & French, M. (2011). Measures of adult pain: Visual Analog Scale for Pain (VAS Pain), Numeric Rating Scale for Pain (NRS Pain), McGill Pain Questionnaire (MPQ), Short-Form McGill Pain Questionnaire (SF-MPQ), Chronic Pain Grade Scale (CPGS), Short Form-36 Bodily Pain Scale (SF-36 BPS), and Measure of Intermittent and Constant Osteoarthritis Pain (ICOAP). *Arthritis Care & Research*, 63 Suppl 11, S240-252. <https://doi.org/10.1002/acr.20543>
- Hidalgo-Lozano, A., Fernández-de-las-Peñas, C., Díaz-Rodríguez, L., González-Iglesias, J., Palacios-Ceña, D., & Arroyo-Morales, M. (2011). Changes in pain and pressure pain sensitivity after manual treatment of active trigger points in patients with unilateral shoulder impingement: a case series. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 15(4), 399-404. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2010.12.003>
- Hong, C.-Z. (2006). Treatment of myofascial pain syndrome. *Current Pain and Headache Reports*, 10(5), 345-349.
- Hou, C.-R., Tsai, L.-C., Cheng, K.-F., Chung, K.-C., & Hong, C.-Z. (2002). Immediate effects of various physical therapeutic modalities on cervical myofascial pain and trigger-point sensitivity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(10), 1406-1414.
- Janecki, D., Jarocka, E., Jaskólska, A., Marusiak, J., & Jaskólski, A. (2011). Muscle passive stiffness increases less after the second bout of eccentric exercise compared to the first bout. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 14(4), 338-343. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2011.02.005>
- Jespersen, A., Dreyer, L., Kendall, S., Graven-Nielsen, T., Arendt-Nielsen, L., Bliddal, H., & Danneskiold-Samsoe, B. (2007). Computerized cuff pressure algometry: A new method to assess deep-tissue hypersensitivity in fibromyalgia. *Pain*, 131(1-2), 57-62. <https://doi.org/10.1016/j.pain.2006.12.012>
- Juhan, D. (1987). *Job's Body: A Handbook for Bodywork* (First Edition). Barrytown, NY: Station Hill Press.

- Kallel, F., Prihoda, C. D., & Ophir, J. (2001). Contrast-transfer efficiency for continuously varying tissue moduli: simulation and phantom validation. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 27(8), 1115-1125.
- Kim, M. J., Kim, E.-K., Youk, J. H., Lee, J. Y., Kim, B. M., & Oh, K. K. (2006). Application of power Doppler vocal fremitus sonography in breast lesions. *Journal of Ultrasound in Medicine: Official Journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine*, 25(7), 897-906.
- Kumbhare, D. A., Elzibak, A. H., & Noseworthy, M. D. (2015). Assessment of Myofascial Trigger Points Using Ultrasound. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*. <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000000376>
- Maher, R. M., Hayes, D. M., & Shinohara, M. (2013). Quantification of dry needling and posture effects on myofascial trigger points using ultrasound shear-wave elastography. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94(11), 2146-2150. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2013.04.021>
- Melia, M., Schmidt, M., Geissler, B., König, J., Krahn, U., Ottersbach, H. J., ... Muttray, A. (2015). Measuring mechanical pain: the refinement and standardization of pressure pain threshold measurements. *Behavior Research Methods*, 47(1), 216-227. <https://doi.org/10.3758/s13428-014-0453-3>
- Miller, J., Gross, A., D'Sylva, J., Burnie, S. J., Goldsmith, C. H., Graham, N., ... Hoving, J. L. (2010). Manual therapy and exercise for neck pain: a systematic review. *Manual Therapy*, 15(4), 334-354.
- Muro-Culebras, A., & Cuesta-Vargas, A. I. (2013). Sono-myography and sono-myoelegraphography of the tender points of women with fibromyalgia. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 39(11), 1951-1957. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2013.05.001>
- Ohrbach, R., & Gale, E. N. (1989). Pressure pain thresholds, clinical assessment, and differential diagnosis: reliability and validity in patients with myogenic pain. *Pain*, 39(2), 157-169.

- Rachlin, E. S. (Ed.). (1993). *Myofascial Pain and Fibromyalgia: Trigger Point Management* (1st edition). St. Louis: C.V. Mosby.
- Rayegani, S. M., Bayat, M., Bahrami, M. H., Raeissadat, S. A., & Kargozar, E. (2014). Comparison of dry needling and physiotherapy in treatment of myofascial pain syndrome. *Clinical Rheumatology*, 33(6), 859-864. <https://doi.org/10.1007/s10067-013-2448-3>
- Reeves, J. L., Jaeger, B., & Graff-Radford, S. B. (1986). Reliability of the pressure algometer as a measure of myofascial trigger point sensitivity. *Pain*, 24(3), 313-321.
- Rolf, I. P. (1977). *Rolfing: Integration of Human Structures*. New York: Harper and Row.
- Schleip, R. (2003a). Fascial plasticity – a new neurobiological explanation: Part 1. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 7(1), 11-19. [https://doi.org/10.1016/S1360-8592\(02\)00067-0](https://doi.org/10.1016/S1360-8592(02)00067-0)
- Schleip, R. (2003b). Fascial plasticity – a new neurobiological explanation Part 2. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 7(2), 104-116. [https://doi.org/10.1016/S1360-8592\(02\)00076-1](https://doi.org/10.1016/S1360-8592(02)00076-1)
- Scott, D., Jull, G., & Sterling, M. (2005). Widespread sensory hypersensitivity is a feature of chronic whiplash-associated disorder but not chronic idiopathic neck pain. *The Clinical Journal of Pain*, 21(2), 175-181.
- Sikdar, S., Shah, J. P., Gebreab, T., Yen, R.-H., Gilliams, E., Danoff, J., & Gerber, L. H. (2009). Novel applications of ultrasound technology to visualize and characterize myofascial trigger points and surrounding soft tissue. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(11), 1829-1838. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.04.015>
- Silva, A. P. M. C. C., Acedo, A. A., Antunes, A. C. L., dos Santos, M. G., Fukuda, T. Y., Apolinario, A., & Finotti, P. H. A. (2011). Electromyography analysis of upper trapezius relaxation induced by interferential current in subjects with neck discomfort.(Report). *Journal of Applied Research*, 11(1), 11-19.

- Simons, D. G., & Mense, S. (2003). Diagnosis and therapy of myofascial trigger points. *Schmerz (Berlin, Germany)*, 17(6), 419-424. <https://doi.org/10.1007/s00482-003-0253-7>
- Simons, D. G., Travel, J. G., & Simons, L. S. (1998). *Myofascial Pain and Dysfunction: The Trigger Point Manual* (2nd edition). Baltimore: LWW.
- Sterling, M. (2011). Pressure algometry: what does it really tell us? *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 41(9), 623-624. <https://doi.org/10.2519/jospt.2011.0106>
- Swets, J. A. (1988). Measuring the accuracy of diagnostic systems. *Science (New York, N.Y.)*, 240(4857), 1285-1293.
- Taylor, L. S., Porter, B. C., Rubens, D. J., & Parker, K. J. (2000). Three-dimensional sonoelastography: principles and practices. *Physics in Medicine and Biology*, 45(6), 1477-1494.
- Travell, J. G., & Simons, D. G. (1983). *Myofascial pain and dysfunction: the trigger point manual*. Williams & Wilkins.
- Turo, D., Otto, P., Hossain, M., Gebreab, T., Armstrong, K., Rosenberger, W. F., ... Sikdar, S. (2015). Novel Use of Ultrasound Elastography to Quantify Muscle Tissue Changes After Dry Needling of Myofascial Trigger Points in Patients With Chronic Myofascial Pain. *Journal of Ultrasound in Medicine: Official Journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine*, 34(12), 2149-2161. <https://doi.org/10.7863/ultra.14.08033>
- Van Beers, B. E., Daire, J.-L., & Garteiser, P. (2015). New imaging techniques for liver diseases. *Journal of Hepatology*, 62(3), 690-700. <https://doi.org/10.1016/j.jhep.2014.10.014>
- Vanderweeën, L., Oostendorp, R. a. B., Vaes, P., & Duquet, W. (1996). Pressure algometry in manual therapy. *Manual Therapy*, 1(5), 258-265. <https://doi.org/10.1054/math.1996.0276>
- Vernon, H., & Schneider, M. (2009). Chiropractic management of myofascial trigger points and myofascial pain syndrome: a systematic review of the

- literature. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 32(1), 14-24. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2008.06.012>
- Woolf, C. J. (2011). Central sensitization: Implications for the diagnosis and treatment of pain. *Pain*, 152(3 Suppl), S2-15. <https://doi.org/10.1016/j.pain.2010.09.030>
- Wytrążek, M., Huber, J., Lipiec, J., & Kulczyk, A. (2015). Evaluation of palpation, pressure algometry, and electromyography for monitoring trigger points in young participants. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 38(3), 232-243. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2014.12.005>
- Yildiz, S., Bakan, A. A., Aydın, S., Kadioglu, H., Serter, A., Bilgin, S., & Alkan, A. (2014). The effectiveness of power Doppler vocal fremitus imaging in the diagnosis of breast hamartoma. *Medical Ultrasonography*, 16(3), 201-207.
- Ylinen, J. (2007). Pressure algometry. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 53(3), 207.
- Zaleska-Dorobisz, U., Kaczorowski, K., Pawluś, A., Puchalska, A., & Ingot, M. (2014). Ultrasound elastography - review of techniques and its clinical applications. *Advances in Clinical and Experimental Medicine: Official Organ Wroclaw Medical University*, 23(4), 645-655.
- Zhuang, X., Tan, S., & Huang, Q. (2014). Understanding of myofascial trigger points. *Chinese Medical Journal*, 127(24), 4271-4277.



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA



## DISCUSIÓN

El uso de la elastografía está abriendo un campo de estudio muy interesante a nivel de la valoración de estructuras profundas. La elastografía estudia los cambios producidos en los tejidos, producidos por una vibración externa o una compresión, para detectar cambios en la rigidez de estos, y permite complementar a técnicas como la palpación o la algometría a la hora de obtener unas mediciones más objetivas y sin las limitaciones de estas últimas, como puede ser la subjetividad aportadas por el examinador o el examinado, información errónea aportada por una sensibilización central, la accesibilidad de la zona a estudiar o el tamaño de la estructura estudiada (Bianchi, S. & Martinoli, C., 2011; Garra, 2015; Jespersen et al., 2007; Melia et al., 2015; Sterling, 2011; Ylinen, 2007). El uso de la elastografía ha permitido detectar masas cancerosas por su mayor rigidez (Garra, 2015; Gkali et al., 2015; S. J. Kim, Park, & Lee, 2016), lesiones hepáticas (Szabo, 2013), y a nivel del sistema musculoesquelético se ha empleado con éxito en el estudio de tendones, tortícolis congénita (S. J. Kim et al., 2016), la miositis (Drakonaki, Allen, & Wilson, 2012; Low, Kruse, & Lomas, 2016) o incluso la fuerza muscular (Hug, Tucker, Gennisson, Tanter, & Nordez, 2015). Diversos estudios mencionan incluso, que en lesiones como las fasciopatías plantares o las tendinosis, la elastografía mostraba cambios en la elasticidad de las estructuras (en este caso una reducción de su rigidez normal) que no se visualizaban por en el modo B, aunque eran apoyados por la clínica (S. J. Kim et al., 2016; Wu, Chen, Park, Wang, & Lew, 2012). Incluso se han detectado cambios en tendones asintomáticos, lo que parece apoyar la teoría de que la elastografía incluso sería capaz de detectar la aparición de la patología inclusive antes de que aparezcan los primeros síntomas clínicos (S. J. Kim et al., 2016). Pero las técnicas de elastografía pueden tener un problema, el alto coste del hardware y el software necesario para su uso. Una técnica como la sonoelastografía por vibración, desarrollada por Taylor y col. (Taylor, Porter, Rubens, & Parker, 2000), y empleada más tarde por Sikdar y col. en el estudio de los PGMs en el trapecio superior (Sikdar et al., 2009; Sikdar, Ortiz, Gebreab, Gerber, & Shah, 2010; Sikdar, Shah, Gilliams, Gebreab, & Gerber, 2008) emplea un ecógrafo convencional para estudiar mediante técnicas de Doppler color con varianza. Pero tiene la parte negativa de

que se debe modificar el software para añadir una serie de filtros nuevos, lo que tampoco está al alcance de todos los fisioterapeutas. Con ese objetivo se desarrollaron estos estudios de investigación, empleando las variables ecográficas que habían funcionado en el estudio de los PGMs en el trapecio superior (Sikdar et al., 2009, 2008), como son: la morfología, mediante imagen en escala de grises, el flujo sanguíneo, mediante técnicas Doppler, y la rigidez de los tejidos mediante sonoelastografía de vibración usando power Doppler, que es una técnica compatible con la mayoría de ecógrafos del mercado y fácil de emplear. El power Doppler como herramienta para visualizar tejidos de mayor rigidez ya se ha empleado con éxito en otros estudios, en los que la fuente de producción de la vibración de los tejidos era el frémito vocal (M. J. Kim et al., 2006; Yildiz et al., 2014). El problema de la técnica del frémito vocal es que variaciones en el tono y la intensidad del sonido emitido puede variar los resultados (Garra, 2015), por lo que, para dar consistencia a los resultados, se empleó el mismo sistema que en los estudios de Sikdar y col. para transmitir la vibración a los tejidos, un vibrador de masaje externo que produce una vibración homogénea.

Para estudiar la validez del método se elaboró un fantoma de agar/gelatina, con una inclusión cilíndrica de mayor rigidez que el exterior, según el trabajo de Kallel y col. (Kallel, Prihoda, & Ophir, 2001). El resultado al visualizar el fantoma mediante escala de grises mostró una estructura isoecoica donde la inclusión rígida era muy difícil de identificar, mientras que al aplicar la técnica de elastografía se visualizó una reducción en la amplitud de la vibración en la inclusión. Lo que apoyaba la teoría de que esta técnica de elastografía por vibración usando power Doppler puede ser útil para el estudio de la elasticidad de los tejidos.

Una vez comprobada la efectividad de la técnica, se emplearon las variables ecográficas anteriormente mencionadas de morfología, flujo sanguíneo y elasticidad, y variables de algometría, para valorar los TPs de sujetos con FM y enfrentar los resultados a los de los sujetos sanos. El estudio de la morfología mediante imagen en B mostró zonas elípticas e hipoecoicas en comparación al resto del trapecio en ambos grupos de sujetos, sin mostrar diferencias significativas en el tamaño o el número de las zonas hipoecoicas encontradas,

aunque sin mostrar cambios en la rigidez en esas zonas. Este hallazgo era compatible con los resultados encontrados previamente por Sikdar y col. (Sikdar et al., 2009, 2008), pues, mientras en su estudio los sujetos incluidos poseían PGMs activos en el trapecio superior, en este estudio se tomó como factor de exclusión el que precisamente no se localizaran PGMs. Tampoco se encontraron diferencias entre los flujos sanguíneos de los dos grupos estudiados, lo que difiere de los encontrado por Sikdar y col. en estudios anteriores (Sikdar et al., 2010, 2008), donde encontraron flujos sanguíneos distintos entre el grupo de sujetos con PGMs activos y el grupo control formado por sujetos sanos. Esta discrepancia en el tipo de flujo sanguíneo encontrado entre los TPs y los PGMs puede ser explicada por cambios en la histoquímica entre ambas zonas, pues mientras que se han encontrado sustancias sensibilizantes en la zona de localización de los PGMs (Shah & Gilliams, 2008), en el caso de la FM, los hallazgos de laboratorio son de carácter sistémico (Chandola & Chakraborty, 2009). Lo que sí se encontró en este estudio fue una reducción del UDP en los sujetos con FM en comparación con los sujetos sanos, lo que es compatible con la mayoría de estudios realizados de este tipo (Gracely, Grant, & Giesecke, 2003; Tastekin, Uzunca, Sut, Birtane, & Mercimek, 2010). Todos estos hallazgos parecen indicar que las mismas variables empleadas para discriminar los PGMs en pacientes en SDM no son válidas para discriminar los TPs en pacientes con FM, donde la producción de la patología parece estar más a un nivel multiorgánico, más que a un nivel local, por una acumulación de diferentes patologías que afectan a la población en general, pero que este caso de los pacientes con FM se presentan con una distribución y una severidad muy elevada que le da un ente propio (Borchers & Gershwin, 2015).

El no encontrar hallazgos positivos con el empleo de variables ecográficas en pacientes con FM hizo que los estudios posteriores se centraran en una patología donde sí había mostrado ser eficaz: el estudio del SDM.

Se realizó un estudio, empleando las mismas variables ecográficas del estudio anterior para comprobar si existían cambios a corto plazo en zonas de localización de PGMs activos en sujetos a los que se les aplicaron técnicas de terapia manual como la presión isquémica o el estiramiento pasivo, y que ya habían dado resultados en el aumento del UDP en estudios anteriores (Shah

et al., 2015; Vernon & Schneider, 2009). En este estudio sí que se encontraron diferencias en el flujo sanguíneo y una reducción de la rigidez en la localización de los PGMs, hallazgo que es compatible con los encontrados en otros estudios (Maher, Hayes, & Shinohara, 2013; Turo et al., 2015), aunque no se encontraron diferencias significativas en la morfología de esas zonas. Esto parece apoyar la teoría de que el uso de la presión isquémica y los estiramientos pasivos es eficaz para el tratamiento a corto plazo de los PGMs. Además, aunque existe un estudio de características similares realizado por Maher y col. (Maher et al., 2013), donde emplean la elastografía por ondas de cizalla y la punción seca, en el estudio actual se han obtenido resultados similares empleando un tratamiento de terapia manual que genera menos rechazo que la punción seca y con una técnica de elastografía de un costo mucho menor y más accesible para la mayoría de fisioterapeutas, aunque sin las ventajas que posee la elastografía por ondas de cizalla como son la cuantificación exacta de la rigidez en la zona.

Un estudio posterior, realizado con las mismas variables y las mismas técnicas que el anterior, se realizó para comprobar los cambios a largo plazo en los PGMs tras un tratamiento manual, y enfrentar los datos obtenidos mediante SME a los obtenidos mediante algometría, pues ambas técnicas son las que ofrecen mayores posibilidades de cuantificación de los PGMs hasta la fecha. En este estudio, se realizó un total de 4 intervenciones mediante terapia manual y se obtuvieron 3 mediciones de las variables mediante imagen en escala de grises, Doppler color, SME y algometría en un plazo de 45 días. Los resultados mostraron que no existía relación entre las variables de flujo y algometría, ni entre las variables de rigidez y algometría, aunque sí se encontró relación entre las variables de morfología (tamaño de la zona hipoecoica) y algometría, esto puede explicarse por la mayor especificidad de la SME a la hora de explorar la zona del PGMs, que no se ve afectada por datos subjetivos y que se pueden ver alterados por otros factores como el UDP (Sterling, 2011). Tampoco se encontraron diferencias a lo largo del estudio en los valores de la algometría y EVAs del dolor, al contrario de lo que han mostrado otros estudios (Shah et al., 2015; Vernon & Schneider, 2009), esto se puede explicar porque en el presente estudio se valoraba la presencia de un PGMs activo en el trapecio superior como un factor de inclusión, pero no la presencia de dolor cervical. Los valores de

morfología y flujo sanguíneo tampoco mostraron cambios a lo largo del estudio, pero el valor que sí mostró un cambio significativo fue el de la exploración de la rigidez en la región de interés del trapecio superior. Este último dato es compatible con el obtenido por un estudio de características similares realizado por Turo y col. (Turo et al., 2015), donde emplearon las técnicas de elastografía por vibración mediante la técnica de Doppler color con varianza y la punción seca. Ambos estudios, sin embargo, difieren en los datos obtenidos del flujo sanguíneo, lo que podría apoyar la teoría sostenida por de que el estudio del índice de pulsatilidad es más efectivo para estudiar los cambios en los PGMs que el IR (Kumbhare, Elzibak, & Noseworthy, 2015). Y también difieren de los datos obtenidos en la morfología, lo que podría indicar que el uso de la punción seca obtiene unos mejores resultados que el empleo de terapias manuales (lo que entraría en contradicción con otro estudio realizado sobre la validez de ambas técnicas en el tratamiento de los PGMs (Rayegani, Bayat, Bahrami, Raeissadat, & Kargozar, 2014) o seguramente, que el empleo de un filtro especial llamado filtro de entropía, empleado en el estudio de Turo y col. para el análisis de las imágenes en escala de grises es más eficaz a la hora de valorar los cambios en morfología que el análisis de la proporción de negro mediante el software MATHLAB. Todos estos hallazgos parecen apuntar a la teoría de que los cambios en la rigidez son más marcados a largo plazo que los cambios en la morfología o el IR, y que la SME podría ser más sensible a la hora de detectar cambios en los PGMs que la algometría.

Aunque la SME ofrece una mejor manera de cuantificación de la rigidez de los tejidos blandos a tiempo real en comparación a otras técnicas más subjetivas como la algometría o la palpación, estos tres estudios también sufren de unas limitaciones en muchos casos comunes. El estudio de la morfología de la zona mediante escala de grises y la SME son técnicas muy operador-dependientes. La localización de las zonas hipoecoicas y la posición de la ROI para la exploración mediante SME depende por completo del operador del ecógrafo. Y, además, elementos como la presión que ejerce el transductor del ecógrafo sobre el tejido puede variar las mediciones obtenidas de esas dos variables. Además, aunque el análisis de las zonas hipoecoicas se realiza mediante el software imageJ, la obtención de la imagen de origen depende del

operador, hecho que es aún más importante cuando se trata de comprobar la diferencia de dos imágenes obtenidas en momentos diferentes. Otra limitación de este estudio es la escala para valorar la rigidez que ofrece la herramienta, entre rígido y no rígido. Un posible método para solucionar este problema es emplear el “índice de heterogeneidad mecánica” desarrollado por Turo y col. (Turo et al., 2015) sobre una técnica de elastografía similar y que ha dado buenos resultados. Otra desventaja de esta técnica se podría tener a nivel clínico: el empleo de un ecógrafo junto con el uso de una fuente de vibración externa lo hace un método engorroso en comparación con la exploración manual o algométrica.

## CONCLUSIONES

Las conclusiones que se puede extraer de los trabajos experimentales realizados, y que dan respuesta a los **objetivos** planteados en el marco teórico son:

- Mediante la elaboración de una fantoma de agar/gelatina se comprobó la validez de la técnica de sonoelastografía empleada en el estudio de inclusiones de mayor rigidez a la zona que rodeaba dicha inclusión.
- El uso de la sonoelastografía por vibración no se mostró útil a la hora de discriminar los denominados “tender points” en pacientes con fibromialgia.
- El estudio mediante sonoelastografía sobre los puntos gatillos miofasciales tras la realización de un tratamiento manual demostró ser útil al mostrar cambios en la rigidez de la zona explorada tanto a corto como a largo plazo, y cambios en el flujo sanguíneo a corto plazo.
- Los valores de la rigidez obtenidos por la sonoelastografía podrían indicar que es una técnica más específica para mostrar cambios en los PGMs que la algometría.



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA



## BIBLIOGRAFÍA

- Bianchi, S., & Martinoli, C. (2011). *Ecografía Musculoesquelética*. Madrid. España: Marbán libros. Recuperado a partir de <http://www.journal.com.ar/9788471019547/Ecografía+Musculoesquelética/>
- Borchers, A. T., & Gershwin, M. E. (2015). Fibromyalgia: A Critical and Comprehensive Review. *Clinical Reviews in Allergy & Immunology*, 49(2), 100-151. <https://doi.org/10.1007/s12016-015-8509-4>
- Chandola, H. C., & Chakraborty, A. (2009). Fibromyalgia and Myofascial Pain Syndrome-A Dilemma. *Indian Journal of Anaesthesia*, 53(5), 575-581.
- Drakonaki, E. E., Allen, G. M., & Wilson, D. J. (2012). Ultrasound elastography for musculoskeletal applications. *The British Journal of Radiology*, 85(1019), 1435-1445. <https://doi.org/10.1259/bjr/93042867>
- Garra, B. S. (2015). Elastography: history, principles, and technique comparison. *Abdominal Imaging*, 40(4), 680-697. <https://doi.org/10.1007/s00261-014-0305-8>
- Gkali, C. A., Chalazonitis, A. N., Feida, E., Sotiropoulou, M., Giannos, A., Tsigginou, A., & Dimitrakakis, C. (2015). Breast Elastography: How We Do It. *Ultrasound Quarterly*, 31(4), 255-261. <https://doi.org/10.1097/RUQ.0000000000000180>
- Gracely, R. H., Grant, M. A. B., & Giesecke, T. (2003). Evoked pain measures in fibromyalgia. *Best Practice & Research. Clinical Rheumatology*, 17(4), 593-609.
- Hug, F., Tucker, K., Gennisson, J.-L., Tanter, M., & Nordez, A. (2015). Elastography for Muscle Biomechanics: Toward the Estimation of Individual Muscle Force. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 43(3), 125-133. <https://doi.org/10.1249/JES.0000000000000049>

- Jespersen, A., Dreyer, L., Kendall, S., Graven-Nielsen, T., Arendt-Nielsen, L., Bliddal, H., & Danneskiold-Samsoe, B. (2007). Computerized cuff pressure algometry: A new method to assess deep-tissue hypersensitivity in fibromyalgia. *Pain*, 131(1-2), 57-62. <https://doi.org/10.1016/j.pain.2006.12.012>
- Kallel, F., Prihoda, C. D., & Ophir, J. (2001). Contrast-transfer efficiency for continuously varying tissue moduli: simulation and phantom validation. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 27(8), 1115-1125.
- Kim, M. J., Kim, E.-K., Youk, J. H., Lee, J. Y., Kim, B. M., & Oh, K. K. (2006). Application of power Doppler vocal fremitus sonography in breast lesions. *Journal of Ultrasound in Medicine: Official Journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine*, 25(7), 897-906.
- Kim, S. J., Park, H. J., & Lee, S. Y. (2016). Usefulness of strain elastography of the musculoskeletal system. *Ultrasonography (Seoul, Korea)*, 35(2), 104-109. <https://doi.org/10.14366/usg.15072>
- Kumbhare, D. A., Elzibak, A. H., & Noseworthy, M. D. (2015). Assessment of Myofascial Trigger Points Using Ultrasound. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*. <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000000376>
- Low, G., Kruse, S. A., & Lomas, D. J. (2016). General review of magnetic resonance elastography. *World Journal of Radiology*, 8(1), 59-72. <https://doi.org/10.4329/wjr.v8.i1.59>
- Maher, R. M., Hayes, D. M., & Shinohara, M. (2013). Quantification of dry needling and posture effects on myofascial trigger points using ultrasound shear-wave elastography. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94(11), 2146-2150. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2013.04.021>
- Melia, M., Schmidt, M., Geissler, B., König, J., Krahn, U., Ottersbach, H. J., ... Muttray, A. (2015). Measuring mechanical pain: the refinement and standardization of pressure pain threshold measurements. *Behavior*

*Research Methods*, 47(1), 216-227. <https://doi.org/10.3758/s13428-014-0453-3>

Rayegani, S. M., Bayat, M., Bahrami, M. H., Raeissadat, S. A., & Kargozar, E. (2014). Comparison of dry needling and physiotherapy in treatment of myofascial pain syndrome. *Clinical Rheumatology*, 33(6), 859-864. <https://doi.org/10.1007/s10067-013-2448-3>

Shah, J. P., & Gilliams, E. A. (2008). Uncovering the biochemical milieu of myofascial trigger points using in vivo microdialysis: an application of muscle pain concepts to myofascial pain syndrome. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 12(4), 371-384. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2008.06.006>

Shah, J. P., Thaker, N., Heimur, J., Aredo, J. V., Sikdar, S., & Gerber, L. (2015). Myofascial Trigger Points Then and Now: A Historical and Scientific Perspective. *PM & R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, 7(7), 746-761. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2015.01.024>

Sikdar, S., Ortiz, R., Gebreab, T., Gerber, L. H., & Shah, J. P. (2010). Understanding the vascular environment of myofascial trigger points using ultrasonic imaging and computational modeling. *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, 2010, 5302-5305. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2010.5626326>

Sikdar, S., Shah, J. P., Gebreab, T., Yen, R.-H., Gilliams, E., Danoff, J., & Gerber, L. H. (2009). Novel applications of ultrasound technology to visualize and characterize myofascial trigger points and surrounding soft tissue. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(11), 1829-1838. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.04.015>

Sikdar, S., Shah, J. P., Gilliams, E., Gebreab, T., & Gerber, L. H. (2008). Assessment of myofascial trigger points (MTrPs): a new application of ultrasound imaging and vibration sonoelastography. *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering*

*in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference, 2008, 5585-5588.*  
<https://doi.org/10.1109/IEMBS.2008.4650480>

Sterling, M. (2011). Pressure algometry: what does it really tell us? *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 41*(9), 623-624.  
<https://doi.org/10.2519/jospt.2011.0106>

Szabo, T. L. (2013). *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out* (2 edition). Amsterdam ; Boston: Academic Press.

Tastekin, N., Uzunca, K., Sut, N., Birtane, M., & Mercimek, O. B. (2010). Discriminative value of tender points in fibromyalgia syndrome. *Pain Medicine (Malden, Mass.), 11*(3), 466-471. <https://doi.org/10.1111/j.1526-4637.2009.00784.x>

Taylor, L. S., Porter, B. C., Rubens, D. J., & Parker, K. J. (2000). Three-dimensional sonoelastography: principles and practices. *Physics in Medicine and Biology, 45*(6), 1477-1494.

Turo, D., Otto, P., Hossain, M., Gebreab, T., Armstrong, K., Rosenberger, W. F., ... Sikdar, S. (2015). Novel Use of Ultrasound Elastography to Quantify Muscle Tissue Changes After Dry Needling of Myofascial Trigger Points in Patients With Chronic Myofascial Pain. *Journal of Ultrasound in Medicine: Official Journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine, 34*(12), 2149-2161. <https://doi.org/10.7863/ultra.14.08033>

Vernon, H., & Schneider, M. (2009). Chiropractic management of myofascial trigger points and myofascial pain syndrome: a systematic review of the literature. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 32*(1), 14-24. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2008.06.012>

Wu, C.-H., Chen, W.-S., Park, G.-Y., Wang, T.-G., & Lew, H. L. (2012). Musculoskeletal Sonoelastography: A Focused Review of its Diagnostic Applications for Evaluating Tendons and Fascia. *Journal of Medical Ultrasound, 20*(2), 79-86. <https://doi.org/10.1016/j.jmu.2012.04.006>

- Yildiz, S., Bakan, A. A., Aydın, S., Kadioglu, H., Serter, A., Bilgin, S., & Alkan, A. (2014). The effectiveness of power Doppler vocal fremitus imaging in the diagnosis of breast hamartoma. *Medical Ultrasonography*, 16(3), 201-207.
- Ylinen, J. (2007). Pressure algometry. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 53(3), 207.



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

## COMPETENCIAS ADQUIRIDAS Y PROSPECTIVA

La realización de la tesis doctoral, y sobre todo de su fase experimental, nos ha proporcionado la posibilidad de adquirir y pulir ciertas competencias. A un nivel de manejo de bases de datos y bibliografía, la realización de la tesis nos ha hecho posible el pulir el manejo de páginas webs como pubmed o el propio google académico, y familiarizarnos con la escritura científica, al tener que realizar la búsqueda y revisión de cientos de artículos. Todo esto nos ha proporcionado la capacidad de redactar un artículo científico con cierta seguridad sobre lo que estamos haciendo. También nos ha hecho utilizar un software de manejo de bibliografía como lo es Zotero, un software de acceso libre que es capaz de facilitar en gran medida el manejo y la gestión de la bibliografía. Otro software que nos ha resultado de gran utilidad que ya habíamos conocido durante la realización del trabajo fin de master, y en el que hemos profundizado ha sido el software SPSS, capaz de realizar complicados análisis estadísticos. Y, por último, otro software libre de gran utilidad y gran potencia, y que hemos descubierto gracias a este doctorado ha sido el imageJ. Un software libre capaz de realizar análisis estadísticos a la vez que analiza una imagen y en muchos sentidos, más potente que otros softwares de imagen de pago que existen en el mercado.

La revisión de los numerosos estudios científicos analizados también nos ha hecho ampliar nuestros conocimientos sobre la fascia, con estudios donde mencionan por ejemplo que la posibilidad de deformación de la fascia solo es posible empleando fuerzas que superen el rango fisiológico, o la tixotropía. También nos ha hecho profundizar los conocimientos que se están desarrollando sobre la fibromialgia y el síndrome de dolor miofascial, entendiéndolos como procesos donde una sensibilización central puede jugar un papel importante, y como, por ejemplo, la fibromialgia ha pasado de entenderse como una posible enfermedad psicológica a un proceso que engloba varias patologías con una frecuencia y una intensidad superior a lo normal.

A nivel de habilidades técnicas, un mundo donde nos hemos adentrado y antes desconocíamos por completo es el mundo de la ecografía. El empleo de herramientas como las técnicas Doppler o la imagen en escala de grises nos han

sido muy útiles a la hora de seguir desarrollando nuestra carrera profesional y tener nuevas perspectivas a la hora de la valoración y el tratamiento de diversas patologías. Todo este conocimiento de la ecografía fue destinado durante el estudio al desarrollo de una técnica de sonoelastografía propia empleando el power Doppler, pues el análisis de toda la bibliografía estudiada nos dio un gran marco de referencia sobre las técnicas de elastografía empleadas hasta el momento, que es un método para analizar la rigidez de los tejidos en profundidad que aporta un gran rango de posibilidades.

Para la valoración de esta técnica de elastografía, uno de los aspectos que hemos explorado ha sido el de la realización de un fantoma para comprobar la validez del método empleado. Esto nos ha permitido explorar la cantidad de métodos distintos, desde los más simples hasta los más complejos para elaborar fantomas “home made” sin tener que recurrir a los caros fantomas que existen a la venta en el mercado. La elaboración del fantoma, y la lectura de algunos artículos también nos hizo darnos cuenta del fallo existente en nuestro fantoma respecto al desequilibrio osmótico y la conservación, y nos hace querer elaborar fantomas más complejos, con unos cambios osmóticos menores y que se conserven por más tiempo. Además, la elaboración de un nuevo fantoma nos ofrecerá la posibilidad de afinar en el futuro la configuración de la técnica de elastografía empleada para hacerla más fiable y más reproducible.

También hemos mejorado el conocimiento sobre el uso de una técnica como la algometría. La correcta utilización del algómetro y su calibración son elementos que se hicieron indispensables a la hora de analizar los tender points de los pacientes con fibromialgia y el posterior análisis de la algometría en los estudios siguientes.

Todo esto nos ha permitido ya colaborar recientemente en un estudio de investigación junto con otros compañeros empleando los conocimientos adquiridos, así como a tener futuros trabajos donde poder aplicar la técnica de sonoelastografía con otros investigadores en diversos estudios.

También queremos intentar mejorar la técnica empleada realizando más estudios sobre fantomas e intentando ajustar las variables todo lo posible para conseguir una mejor visualización de las zonas con rigideces, así como aplicar



los conocimientos adquiridos para realizar estudios aplicando los índices de pulsatilidad y el filtro de entropía sobre esta técnica y comprobar si realmente proporcionan un mejor rango de datos.



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

## ANEXOS

### **Consentimiento informado y hoja de recogida de datos (Estudio 1).**

#### **INFORMACIÓN PREVIA AL CONSENTIMIENTO**

##### **¿POR QUÉ YO?**

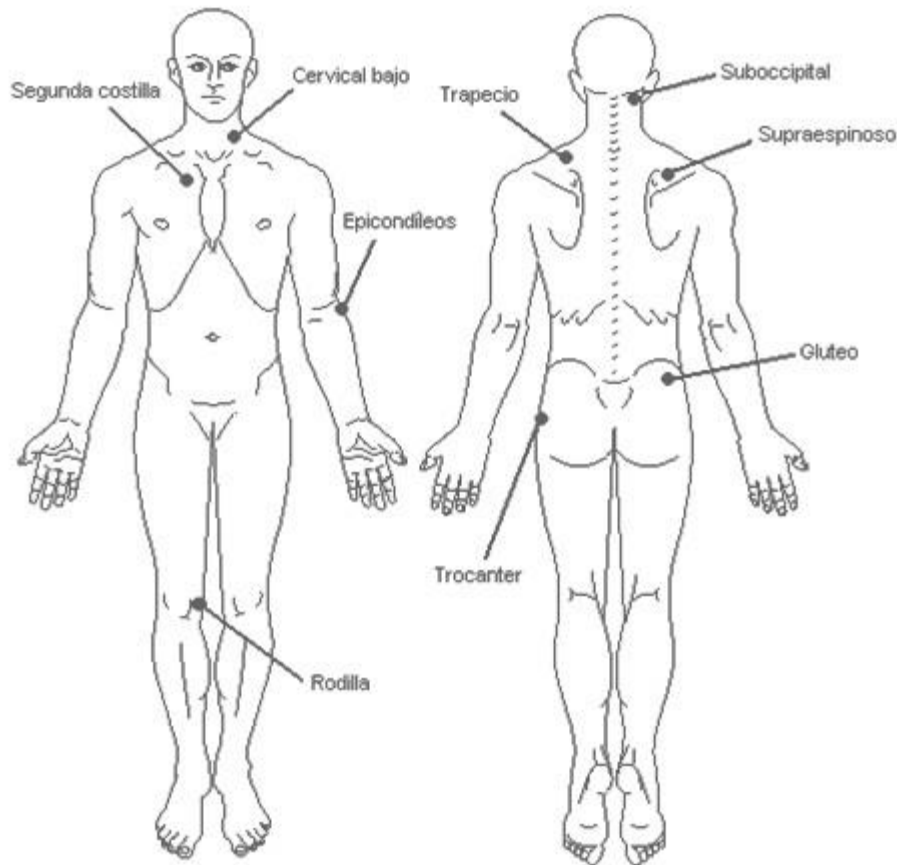
Porque usted es mujer mayor de 20 años y acude a los servicios de rehabilitación de atención primaria, servicios de rehabilitación y centros de carácter privados adheridos a esta investigación, cumpliendo una serie de criterios para poder ser incluida en la misma.

##### **¿EN QUE CONSISTE EL EXPERIMENTO?**

Primero rellenará una serie de cuestionarios previos. Seguidamente una persona cualificada le realizará una exploración física en una serie de puntos diagnósticos y en algunos casos se realizará una prueba con un aparato de presión totalmente inocua. Posteriormente se examinará el músculo trapecio superior, situado en la parte superior del hombro. Esta prueba se realizará con un ecógrafo, durará unos 30 minutos, siendo una prueba inocua, sencilla y no-invasiva. Queremos saber si el ecógrafo podría ser usado como apoyo al diagnóstico de la fibromialgia.

##### **¿EN QUE CONSISTE LA EXPLORACIÓN FÍSICA?**

Un fisioterapeuta realizara una exploración mediante palpación en una serie de 18 puntos. En caso de detectarse dolor en alguno de los puntos se medirá que presión exacta provoca ese dolor mediante un aparato llamado algómetro.



### **¿EN QUE CONSISTE LA PRUEBA DE ECOGRAFÍA?**

Un profesional se encargará de explorar el músculo trapecio superior mediante un ecógrafo. Esta prueba es totalmente inocua y similar a la técnica para hacer ecografías de un bebe en el seno materno.

### **¿Y DESPUES DE REALIZAR LA PRUEBA QUÉ TENGO QUE HACER?**

Una vez terminada la prueba, el grupo de investigación que desarrolla este experimento necesita tiempo para poder tratar los resultados obtenidos, y poder llegar a nuevas conclusiones. Usted pasado algún tiempo recibirá un informe donde se detallen los parámetros obtenidos por usted en la prueba, así como una pequeña interpretación de los resultados. Además, recibirá nuestro eterno agradecimiento por haber ayudado en el desarrollo de este experimento y poder así avanzar en la mejora de la calidad de vida de las personas con fibromialgia.

## **¿SI NO ME APETECE, NO PUEDO, NO QUIERO SEGUIR EN EL ESTUDIO, QUÉ OCURRE?**

Usted puede decidir en cualquier momento su inclusión, así como su exclusión del proyecto sin más que comunicarlo y sin dar explicaciones si así lo desea.

## **¿CON QUÉ GARANTÍAS CUENTO SI DECIDO PARTICIPAR?**

En primer lugar, el Proyecto ha sido aprobado por la Comisión de Ética de la Facultad de Enfermería, Fisioterapia, Podología y Terapia Ocupacional de la Universidad de Málaga, por lo que la intervención a realizar cuenta con las garantías máximas exigidas de buena práctica profesional y la seguridad de que la intervención es acorde con la evidencia disponible de forma general así como la idoneidad de la condición física y de salud particular de cada uno de los participantes. Además, el seguimiento será exhaustivo por parte del fisioterapeuta.

## **CONSENTIMIENTO INFORMADO**

**Título del estudio: “Estudio de los Tender Points mediante sonografía y sonoelastomiografía en pacientes con Fibromialgia”**

Yo,.....

He leído la hoja de información que se me ha entregado, he podido hacer preguntas sobre el estudio, he recibido suficiente información sobre el estudio, he hablado con **Antonio Luis Muro Culebras**. Comprendo que mi participación es voluntaria, comprendo que puedo retirarme del estudio:

1. Cuando quiera.
2. Sin tener que dar explicaciones.

Presto libremente mi conformidad para participar en el estudio. También he sido informado de forma clara, precisa y suficiente de los siguientes extremos que afectan a los datos personales que se contienen en este consentimiento y en la ficha o expediente que se abra para la investigación:

- Que estos datos serán tratados y custodiados con respeto a mi intimidad y a la vigente normativa de protección de datos (Ley 15/1999 de Protección de Datos de Carácter Personal), por la que debe garantizarse la confidencialidad de los mismos.

- Sobre estos datos me asisten los derechos de acceso, rectificación, cancelación y oposición que podré ejercitar mediante solicitud ante el investigador responsable en la dirección de contacto que figura en este documento. Estos datos no podrán ser cedidos sin mi consentimiento expreso y no lo otorgo en este acto.

En Málaga a.....de..... de 2010.

Firma del participante.

### **Hojas de Recogida de Datos**

**Nombre:**

**Edad:**

**Peso:**

**Talla:**

**Sexo: Femenino**

## Localización de Tender Points Positivos

Marcar con una X la zona aproximada:



Número total de Tender Points detectados: ..../18

### ALGOMETRÍA

Algometría (Newtons/cm2)		
	Izquierda	Derecha
<b>Cervical bajo</b>		
<b>2ª costilla</b>		
<b>Epicondileos</b>		
<b>Rodilla</b>		
<b>Suboccipital</b>		
<b>Trapezio</b>		
<b>Supraespinoso</b>		
<b>Glúteo</b>		
<b>Trocánter</b>		

## PUNTUACIONES

	Dureza		Flujo Sanguíneo		Dimensión	
	Izquierd a	Derech a	Izquierd a	Derech a	Izquierd a	Derech a
<b>Cervical bajo</b>						
<b>Suboccipital</b>						
<b>Trapecio</b>						
<b>Supraespinoso</b>						

1.- ¿Ha sufrido dolores musculares en el último año?

2.- ¿Siente dolor en el lado izquierdo del cuerpo?

3.- ¿Siente dolor en el lado derecho del cuerpo?

4.- ¿Siente dolor por encima de la cintura?

5.- ¿Siente dolor debajo de la cintura?

6.- ¿Hay dolor a la palpación en el esqueleto axial?



**7.- ¿Cuánto tiempo lleva sufriendo esos dolores?**

**8.- ¿Toma alguna medicación?**

**9.- ¿Realiza algún tipo de actividad física?**

**10.- ¿Realiza algún tipo de tratamiento específico para la fibromialgia?**

## CUESTIONARIO STAI-T

### ANSIEDAD-RASGO

*Instrucciones:* A continuación, encontrará unas frases que se utilizan corrientemente para describirse uno a sí mismo.

Lea cada frase y señale la puntuación de 0 a 3 que indique mejor cómo se *siente usted en general*, en la mayoría de las ocasiones. No hay respuestas buenas ni malas. No emplee demasiado tiempo en cada frase y conteste señalando la respuesta que mejor describa cómo se siente usted generalmente.

21. Me siento bien	0. Casi nunca 2. A menudo	1. A veces 3. Casi siempre
22. Me canso rápidamente	0. Casi nunca 2. A menudo	1. A veces 3. Casi siempre
23. Siento ganas de llorar	0. Casi nunca 2. A menudo	1. A veces 3. Casi siempre
24. Me gustaría ser tan feliz como otros	0. Casi nunca 2. A menudo	1. A veces 3. Casi siempre
25. Pierdo oportunidades por no decidirme pronto	0. Casi nunca 2. A menudo	1. A veces 3. Casi siempre
26. Me siento descansado	0. Casi nunca 2. A menudo	1. A veces 3. Casi siempre
27. Soy una persona tranquila, serena y sosegada	0. Casi nunca 2. A menudo	1. A veces 3. Casi siempre
28. Veo que las dificultades se amontonan y no puedo con ellas	0. Casi nunca 2. A menudo	1. A veces 3. Casi siempre
29. Me preocupo demasiado por cosas sin importancia	0. Casi nunca 2. A menudo	1. A veces 3. Casi siempre
30. Soy feliz	0. Casi nunca 2. A menudo	1. A veces 3. Casi siempre
31. Suelo tomar las cosas demasiado seriamente	0. Casi nunca 2. A menudo	1. A veces 3. Casi siempre
32. Me falta confianza en mí mismo	0. Casi nunca 2. A menudo	1. A veces 3. Casi siempre
33. Me siento seguro	0. Casi nunca 2. A menudo	1. A veces 3. Casi siempre
34. No suelo afrontar las crisis o dificultades	0. Casi nunca 2. A menudo	1. A veces 3. Casi siempre
35. Me siento triste (melancólico)	0. Casi nunca 2. A menudo	1. A veces 3. Casi siempre
36. Estoy satisfecho	0. Casi nunca 2. A menudo	1. A veces 3. Casi siempre
37. Me rondan y molestan pensamientos sin importancia	0. Casi nunca 2. A menudo	1. A veces 3. Casi siempre
38. Me afectan tanto los desengaños que no puedo olvidarlos	0. Casi nunca 2. A menudo	1. A veces 3. Casi siempre
39. Soy una persona estable	0. Casi nunca 2. A menudo	1. A veces 3. Casi siempre
40. Cuando pienso sobre asuntos y preocupaciones actuales me pongo tenso y agitado	0. Casi nunca 2. A menudo	1. A veces 3. Casi siempre

## Cuestionario de Impacto de Fibromialgia

**Instrucciones:** Para las preguntas 1 a 3 señale la categoría que mejor describa sus habilidades o sentimientos **durante la última semana**. Si Vd. nunca ha realizado alguna actividad de las preguntadas, déjela en blanco.

### Pregunta 1. ¿Usted pudo...

	Siempre	Casi siempre	Ocasionalmente	Nunca
Ir a comprar?	①	②	③	④
Lavar la ropa usando lavadora y secadora?	①	②	③	④
Preparar la comida?	①	②	③	④
Lavar los platos a mano?	①	②	③	④
Pasar la aspiradora por la alfombra?	①	②	③	④
Hacer las camas?	①	②	③	④
Caminar varios centenares de metros?	①	②	③	④
Visitar a los amigos o parientes?	①	②	③	④
Cuidar el jardín?	①	②	③	④
Conducir un coche?	①	②	③	④
Subir escaleras?	①	②	③	④

### Pregunta 2. De los 7 días de la semana pasada, ¿cuántos se sintió bien?

① ② ③ ④ ⑤ ⑥ ⑦

### Pregunta 3. Cuántos días de trabajo perdió la semana pasada por su fibromialgia? (si no trabaja fuera de casa, no conteste esta pregunta).

① ② ③ ④ ⑤ ⑥ ⑦

**Instrucciones:** Para las preguntas 4 a 9, marque en la línea el punto que mejor indique cómo se sintió usted la última semana.

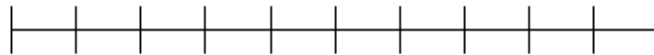
### Pregunta 4. ¿Hasta qué punto ha sentido dolor?



No he sentido dolor

He sentido un dolor muy intenso

**Pregunta 5.** ¿Hasta qué punto se ha sentido cansado/a?



No me he sentido cansado/a

Me he sentido muy cansado/a

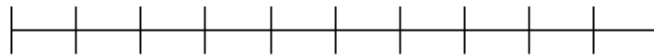
**Pregunta 6.** ¿Cómo se ha sentido al levantarse por la mañana?



Me he despertado descansado/a

Me he despertado muy cansado/a

**Pregunta 7.** ¿Hasta qué punto se ha sentido agarrotado/a?



No me he sentido agarrotado

Me he sentido muy agarrotado/a

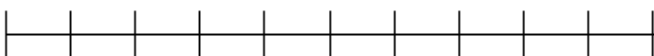
**Pregunta 8.** ¿Hasta qué punto se ha sentido tenso/a, nervioso/a o ansioso/a?



No me he sentido nervioso

Me he sentido muy nervioso/a

**Pregunta 9.** ¿Hasta qué punto se ha sentido deprimido/a o triste?



No me he sentido deprimido/a

Me he sentido muy deprimido/a

***Agradecemos su colaboración.***

## **INFORMACIÓN PREVIA AL CONSENTIMIENTO (Estudios 2 y 3)**

### **¿POR QUÉ YO?**

Porque usted es mayor de 18 años y menor de 60 y quiere prestarse voluntario en la realización de este estudio, cumpliendo una serie de criterios para poder ser incluido en el mismo.

### **¿EN QUÉ CONSISTE EL EXPERIMENTO?**

En primer lugar, tras firmar este consentimiento informado, realizará dos cuestionarios para ver su estado de salud en relación con su dolor de espalda/cuello. Posteriormente un fisioterapeuta cualificado obtendrá una serie de medidas usando un aparato de medición muscular (MyotonPRO) y un ecógrafo, además de otras mediciones manuales para valorar su dolor. Tras esto, otro fisioterapeuta cualificado realizará un protocolo de terapia manual (instrumentada o no, mediante un procedimiento de asignación aleatorio). Después de este protocolo (que tendrá una duración de 20 minutos) se le repetirán las mismas mediciones explicadas anteriormente inmediatamente después y tras 30 minutos una vez finalizado el protocolo para tratar de reconocer si existen diferencias en función del protocolo de terapia manual utilizado.

### **¿EN QUÉ CONSISTE EL PROTOCOLO DE TERAPIA MANUAL?**

Usted deberá permanecer tumbado en decúbito prono en una camilla de masaje, ubicada en una sala de tratamiento individual, en ropa interior. El fisioterapeuta realizará sobre su espalda y cuello un protocolo de terapia manual que incluye una serie de técnicas manuales, durante 20 minutos.

En función del grupo al que usted haya sido asignado, el protocolo de terapia manual será diferente:

- Terapia manual instrumentada: El protocolo de terapia manual será realizado mediante un instrumento específicamente diseñado para la realización de técnicas de tratamiento manuales por el fisioterapeuta.
- Terapia manual no instrumentada: El protocolo de terapia manual será realizado únicamente con las manos del fisioterapeuta.

### **¿Y DESPUÉS DE REALIZAR LAS PRUEBAS QUE TENGO QUE HACER?**

Una vez terminada la prueba, el grupo de investigación que desarrolla este experimento necesita tiempo para poder tratar los resultados obtenidos, y poder llegar a nuevas conclusiones. Usted pasado algún tiempo recibirá un informe donde se detallan los parámetros obtenidos por usted en la prueba así como una pequeña interpretación de los resultados. Además recibirá nuestro eterno agradecimiento por haber ayudado en el desarrollo de este experimento y poder así avanzar en la mejora de la calidad de vida de nuestros pacientes.

### **¿SI NO ME APETECE, NO PUEDO, NO QUIERO SEGUIR EN EL ESTUDIO, QUÉ OCURRE?**

Usted puede decidir en cualquier momento su inclusión, así como su exclusión del proyecto sin más que comunicarlo y sin dar explicaciones si así lo desea.

### **¿CON QUÉ GARANTÍAS CUENTO SI DECIDO PARTICIPAR?**

En primer lugar el Proyecto ha sido aprobado por la Comisión de Ética del Distrito Sanitario Málaga, por lo que la intervención a realizar cuenta con las garantías máximas exigidas de buena práctica profesional y la seguridad de que la intervención es acorde con la evidencia disponible de forma general así como la idoneidad de la condición física y de salud particular de cada uno de los participantes. Además el seguimiento será exhaustivo por parte del fisioterapeuta.

## CONSENTIMIENTO INFORMADO

**Título del estudio: “Fisioterapia manual instrumentada vs no instrumentada; efectos inmediatos de un ensayo clínico aleatorio”**

Yo,.....

He leído la hoja de información que se me ha entregado, he podido hacer preguntas sobre el estudio, he recibido suficiente información sobre el estudio, he hablado con **Carlos Leonardo Cano Herrera / Antonio Muro Culebras**. Comprendo que mi participación es voluntaria, comprendo que puedo retirarme del estudio:

3. Cuando quiera.
4. Sin tener que dar explicaciones.

Presto libremente mi conformidad para participar en el estudio. También he sido informado de forma clara, precisa y suficiente de los siguientes extremos que afectan a los datos personales que se contienen en este consentimiento y en la ficha o expediente que se abra para la investigación:

- Que estos datos serán tratados y custodiados con respeto a mi intimidad y a la vigente normativa de protección de datos (Ley 15/1999 de Protección de Datos de Carácter Personal), por la que debe garantizarse la confidencialidad de los mismos.

- Sobre estos datos me asisten los derechos de acceso, rectificación, cancelación y oposición que podré ejercitar mediante solicitud ante el investigador responsable en la dirección de contacto que figura en este documento. Estos datos no podrán ser cedidos sin mi consentimiento expreso y no lo otorgo en este acto.

En Málaga a.....de..... de 2016.

Firma del participante.

## EQ-5D. CUESTIONARIO DE SALUD. VERSIÓN EN ESPAÑOL.

Marque con una cruz como esta  la afirmación en cada sección que describa mejor su estado de salud en el día de hoy.

### **Movilidad**

- No tengo problemas para caminar
- Tengo algunos problemas para caminar
- Tengo que estar en la cama

### **Cuidado-Personal**

- No tengo problemas con el cuidado personal
- Tengo algunos problemas para lavarme o vestirme solo
- Soy incapaz de lavarme o vestirme solo

**Actividades de Todos los Días** (*ej, trabajar, estudiar, hacer tareas domésticas, actividades familiares o realizadas durante el tiempo libre*)

- No tengo problemas para realizar mis actividades de todos los días
- Tengo algunos problemas para realizar mis actividades de todos los días
- Soy incapaz de realizar mis actividades de todos los días

### **Dolor/Malestar**

- No tengo dolor ni malestar
- Tengo moderado dolor o malestar
- Tengo mucho dolor o malestar

### **Ansiedad/Depresión**

- No estoy ansioso/a ni deprimido/a
- Estoy moderadamente ansioso/a o deprimido/a
- Estoy muy ansioso/a o deprimido/a



Para ayudar a la gente a describir lo bueno o malo que es su estado de salud, hemos dibujado una escala parecida a un termómetro en el cual se marca con un 100 el mejor estado de salud que pueda imaginarse, y con un 0 el peor estado de salud que pueda imaginarse.

Por favor, dibuje una línea desde el cuadro que dice “su estado de salud hoy,” hasta el punto en la escala que, en su opinión, indique lo bueno o malo que es su estado de salud en el día de hoy.

**Su estado  
de salud  
hoy**

Mejor estado  
de salud  
imaginable

100

90

80

70

60

50

40

30

20

10

0

Peor estado  
de salud  
imaginable