

# **ELASTOGRAFÍA POR ONDA DE CIZALLA EN MÚSCULOS DE MIEMBROS INFERIORES**

**Universidad de la República**

**Facultad de Medicina**

**Beca: ANII Fondo María Viñas**

**Maestría Pro.In.Bio**

**(Programa para la investigación biomédica)**

**Dra. Vera Eneida de Mora**

**Tutor Académico-científico: PhD. Javier Brum**

**Tutor de la Especialidad: Dr. Agustín Arruti**

**República Oriental del Uruguay  
2023**

**Dedicatoria**

A Lara y Ema Pérez de Mora

## **Agradecimientos**

A mi familia que me apoyó en todo momento.

A los tutores Javier Brum y Agustín Arruti que me brindaron generosamente su tiempo y conocimientos para este trabajo.

A la Agencia Nacional de Investigación e Innovación (ANII).

A Liliana Servente que me incentivó y me acompañó en este proceso.

A Mariela Garau que me ayudó con el procesamiento de datos.

A mis colegas, especialmente de la Cátedra de Imagenología, que también aportaron sus saberes.

A los voluntarios que participaron del estudio, por su paciencia.

A mis pacientes que son mi inspiración diaria.

La medicina del futuro  
será la medicina de las  
frecuencias.

(Albert Einstein)

# **Elastografía por onda de cizalla en músculos de miembros inferiores**

## **Resumen**

La elastografía por ultrasonido basada en ondas de cizalla (SWE– Shear Wave Elastography) se ha desarrollado en los últimos años para permitir evaluaciones cuantitativas de la rigidez de diversos tejidos. A nivel musculoesquelético, la SWE destaca por su potencial para el estudio de lesiones en etapas preclínicas, habiéndose aplicado a músculos de estructura sencilla mostrando una buena confiabilidad y reproducibilidad en condiciones de reposo, durante contracciones activas y también involuntarias. En Uruguay el uso de esta técnica es incipiente y actualmente no existe ninguna aplicación clínica de SWE en musculoesquelético. Esta es una de las razones por la que el objetivo de este trabajo es dar un primer paso para introducir la SWE en la clínica nacional para músculos de miembros inferiores comúnmente asociados a las lesiones de jugadores de fútbol (bíceps femoral, recto anterior del cuádriceps, aductor largo y gastrocnemio medial). Para manejar de forma eficiente una técnica de elastografía en miembros inferiores se elaboró un protocolo clínico de medida de SWE para aplicar a los músculos mencionados y evaluar su repetibilidad en voluntarios sanos. Se elaboraron planes pilotos con los que se obtuvo insumos (primero con fantasmas anisotrópicos con propiedades mecánicas similares a tejido musculoesquelético se puso a punto el equipo) para el desarrollo de un protocolo clínico de medida, confiable y reproducible. Dicho protocolo fue aplicado en voluntarios sanos obteniéndose los primeros resultados, los cuales suponen un avance para una posible aplicación en la clínica médica.

## **Abstract**

Shear Wave Elastography-based ultrasound elastography (SWE) has been developed in recent years to allow quantitative assessments of the stiffness of various tissues. At the musculoskeletal level, SWE stands out for its potential for the study of injuries in preclinical stages, having been applied to muscles with a simple structure, showing good reliability and reproducibility under resting conditions, during active and also involuntary contractions. In Uruguay the use of

this technique is incipient and there is currently no clinical application of SWE in musculoskeletal. This is one of the reasons why the objective of this work is to take a first step to introduce SWE in the national clinic for lower limb muscles commonly associated with injuries in soccer players (biceps femoris, rectus femoris, quadriceps, adductor longus and medial gastrocnemius). To efficiently manage an elastography technique in lower limbs, a clinical protocol for measuring SWE was developed to apply to the aforementioned muscles and evaluate its repeatability in healthy volunteers. Pilot plans were developed to obtain inputs (first with anisotropic phantoms with mechanical properties similar to musculoskeletal tissue, the equipment was fine-tuned) for the development of a reliable and reproducible clinical measurement protocol. This protocol was applied in healthy volunteers, obtaining the first results, which represent an advance for a possible application in the medical clinic.

**Palabras clave:** Elastografía. Ondas de cizalla. Tejido musculoesquelético.

**Keywords:** Elastography. Shear waves. Musculoskeletal tissue.

**Abreviaturas y siglas**

ARFI: Acoustic Radiation Force Impulse

BI-RADS: Breast Imaging- Reporting and Data System

CSIC: Comisión Sectorial de Investigación Científica

DCI: Departamento Clínico de Imagenología

EFOV: Extended Field-of-View Sonography

ESWT: ondas de choque

LAU: Laboratorio de Acústica Ultrasonora

Lf: longitud fascículos musculares

MSK: Músculo esquelético

PA: ángulo de penetración

ROI: Región de interés

RM: Resonancia magnética

SE: “Strain elastography” o Elastografía por compresión

SSI: Supersonic Imagine

SEM: error estándar de medición

SWE: “Shear Wave Elastography” o elastografía por ondas de cizalla

SWV: Velocidad de las ondas de cizalla

## Contenido

|                                                                           |    |
|---------------------------------------------------------------------------|----|
| Dedicatoria.....                                                          | 1  |
| Agradecimientos .....                                                     | 2  |
| ELASTOGRAFÍA POR ONDA DE CIZALLA EN MÚSCULOS DE MIEMBROS INFERIORES ..... | 4  |
| Resumen .....                                                             | 4  |
| Palabras clave .....                                                      | 5  |
| Keywords .....                                                            | 5  |
| Abreviaturas y siglas .....                                               | 6  |
| CAPÍTULO I: ELASTOGRAFÍA EN MÚSCULO ESQUELÉTICO .....                     | 9  |
| 1. Introducción .....                                                     | 9  |
| 2. Métodos de elastografía.....                                           | 10 |
| Elastografía por compresión (strain elastography) .....                   | 10 |
| Elastografía cuantitativa: Shear Wave Elastography (SWE) .....            | 11 |
| 3. Potencial de la SWE en músculo esquelético .....                       | 14 |
| SWE en MSK .....                                                          | 15 |
| 4. Estado actual de la SWE en MSK. Antecedentes.....                      | 16 |
| 5. Antecedentes de elastografía en Uruguay.....                           | 19 |
| 6. Problema de Investigación .....                                        | 21 |
| 7. Hipótesis .....                                                        | 21 |
| 8. Objetivo General .....                                                 | 21 |
| 9. Objetivos Específicos .....                                            | 21 |
| 10. Preguntas relativas a los objetivos .....                             | 22 |
| CAPÍTULO II: ANATOMÍA MUSCULAR Y LESIONES EN MSK EN MIEMBROS INFERIORES.  | 23 |
| 11. Anatomía muscular y lesiones .....                                    | 23 |
| 12. Músculos del muslo .....                                              | 24 |
| Recto anterior (femoral) .....                                            | 25 |
| Bíceps femoral.....                                                       | 28 |
| Aductor Largo (región anteromedial del muslo) .....                       | 30 |
| Lesiones del aductor largo.....                                           | 31 |
| 13. Músculos de la Pierna.....                                            | 31 |
| Gastrocnemio medial .....                                                 | 31 |

|                                                                                                   |           |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 14. Desafíos del uso de SWE en MSK.....                                                           | 33        |
| <b>CAPÍTULO III: DISEÑO DEL PROTOCOLO .....</b>                                                   | <b>36</b> |
| 15. Equipamiento utilizado.....                                                                   | 37        |
| Posicionamiento general de la sonda.....                                                          | 37        |
| Posicionamiento general de la caja de elastografía, tamaño de Q-box y medida de elasticidad ..... | 38        |
| Posicionamiento del paciente y procedimiento de medición.....                                     | 38        |
| Bíceps femoral: protocolo de medida .....                                                         | 40        |
| Aductor largo. ....                                                                               | 40        |
| Gastrocnemio. ....                                                                                | 41        |
| 16. Puesta a punto del protocolo .....                                                            | 42        |
| Plan piloto 1 .....                                                                               | 43        |
| Conclusiones del Plan Piloto 1.....                                                               | 46        |
| Plan piloto 2 .....                                                                               | 50        |
| Conclusiones Plan Piloto 2 .....                                                                  | 51        |
| <b>CAPÍTULO IV: EVALUACIÓN DEL PROTOCOLO EN VOLUNTARIOS SANOS.....</b>                            | <b>53</b> |
| 17. Universo y muestra.....                                                                       | 53        |
| 18. Consideraciones Éticas .....                                                                  | 54        |
| 19. Análisis Estadístico .....                                                                    | 54        |
| 20. Resultados .....                                                                              | 55        |
| Descripción de las características elásticas de los músculos bajo estudio.....                    | 55        |
| Repetitividad.....                                                                                | 57        |
| Reproducibilidad .....                                                                            | 59        |
| 21. Discusión .....                                                                               | 62        |
| <b>CONCLUSIONES GENERALES.....</b>                                                                | <b>68</b> |
| <b>ANEXO 1.....</b>                                                                               | <b>70</b> |
| <b>ANEXO 2.....</b>                                                                               | <b>73</b> |
| <b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>                                                           | <b>74</b> |

# Capítulo I: Elastografía en músculo esquelético

## 1. Introducción

Las técnicas de ultrasonido Doppler y modo B se han utilizado de forma rutinaria en la práctica diaria en el diagnóstico por imagen para la evaluación de diversas afecciones traumáticas y patológicas de varios tejidos musculoesqueléticos con resultados comparables a los de la resonancia magnética (1). Sin embargo, a veces los tejidos patológicos y sanos pueden mostrar ecogenicidades similares en un estudio convencional por ultrasonido, particularmente en la etapa preclínica de la enfermedad. El desarrollo de nuevas técnicas imagenológicas busca complementar las ya existentes contribuyendo al diagnóstico precoz de distintas patologías. En ese sentido, la elastografía es una nueva modalidad de imagen sensible a las propiedades mecánicas del tejido, que brinda información complementaria a las imágenes morfológicas obtenidas mediante técnicas ecográficas habituales.

Desde los años 1990 la elastografía se ha venido desarrollando y perfeccionando para permitir evaluaciones cuantitativas de la rigidez del tejido (2). La elastografía puede ser por compresión ("strain") o por ondas de cizalla SWE (Shear Wave Elastography) (3). La elastografía por compresión es una técnica cualitativa que permite "visualizar" la rigidez del tejido a partir de una imagen de deformaciones obtenida por ultrasonido, en el entendido que el tejido rígido se deformará menos que el blando. Para medir cuantitativamente la rigidez del tejido se desarrolla la SWE que consiste en la generación de una onda de cizalla y la medida de su velocidad de propagación. Asumiendo que el tejido es elástico, cuasi-incompresible e isotrópico, la velocidad de propagación de la onda de cizalla (SWV) se relaciona directamente con la rigidez del tejido dada por su módulo de Young (Y). Existen distintas maneras de generar las ondas; en elastografía transitoria (Fibroscan®) se utiliza un vibrador mecánico obteniéndose un valor promedio de rigidez. En los ecógrafos comerciales que cuentan con SWE (ver (3,4)) se utiliza la presión de radiación del ultrasonido, obteniéndose una imagen bidimensional de rigidez del tejido.

La SWE se aplicó con éxito en hígado y mama; tejidos que aproximadamente cumplen con los supuestos anteriormente mencionados (5). En MSK la elastografía se encuentra en desarrollo, en parte, limitada por las características físicas de este tejido: anisotrópico y viscoelástico (6).

En este contexto, el presente capítulo tiene como objetivo introducir al lector al estado del arte en elastografía aplicada al sistema musculoesquelético (MSK) enmarcando y motivando este trabajo de tesis. Para esto se comenzará presentando las distintas técnicas elastográficas con especial énfasis en la técnica SSI, técnica utilizada en este trabajo. Se presentarán el estado del arte internacional y nacional de la elastografía SWE aplicada MSK para finalizar con las hipótesis y objetivos de este trabajo de tesis.

## **2. Métodos de elastografía**

Muchas veces se ubica el comienzo de la elastografía en 1987 cuando Krouskop publica un artículo titulado "Un sistema ultrasónico Doppler pulsado para realizar mediciones no invasivas de las propiedades mecánicas del tejido blando" que se publicó en el Journal of Rehabilitation Research and Development (7). Sin embargo, en la literatura médica es Ophir M. quien utiliza por primera vez la palabra elastografía en un artículo publicado en 1991 en la revista Ultrasonic Imaging (8). La elastografía por ultrasonido o sonoelastografía, permite obtener de forma no invasiva, información acerca de las propiedades mecánicas de los tejidos blandos. La elasticidad es la capacidad de los materiales para volver a su forma original después de una deformación, siguiendo la ley de Hooke que relaciona la fuerza aplicada con la deformación. En contraste, la rigidez mide la resistencia de un material a la deformación bajo una fuerza externa. La propiedad de un material de recuperar su forma original tras retirar la fuerza externa es la deformación elástica, y su relación con la fuerza se conoce como el módulo de Young. Cuanto menor sea el módulo de Young, mayor será la facilidad de deformación del material. En general, materiales con mayor módulo de elasticidad exhiben mayor rigidez y resistencia (9,10).

### **Elastografía por compresión (strain elastography)**

Una de las primeras ideas detrás de la elastografía fue comprimir el tejido y medir las deformaciones resultantes mediante ultrasonido. Bajo la aplicación de una

misma fuerza, el tejido rígido se deformará menos que un tejido blando. Estos conceptos son la base de la elastografía por compresión o “strain elastography”. Para esta técnica específica, se aplica una tensión constante al tejido y se estiman el desplazamiento y/o la deformación generada  $\epsilon$  utilizando una correlación bidimensional de imágenes de ultrasonido (Figura 1). De nuevo, el módulo de Young viene dado por la ley de Hooke ( $\sigma = Y \cdot \epsilon$ ), que vincula la tensión  $\sigma$  y la deformación  $\epsilon$  en un medio elástico. En la práctica, se desconoce la tensión aplicada, por lo que solo se muestra la deformación. Esta técnica tiene la ventaja de ser fácil de implementar, pero al ser desconocida la presión, no se puede determinar de forma cuantitativa el módulo de Young local invirtiendo la Ley de Hook. No obstante, debido a su fácil implementación este método se ha incorporado en muchos ecógrafos comerciales, como una medida simple pero indirecta sobre la rigidez del tejido (11). Las limitaciones de esta técnica es el control de la presión aplicada, dependiente del operador y que puede ser variable según la presión ejercida por distintos operadores, además de lo ya mencionado, de la ausencia de una cuantificación específica.

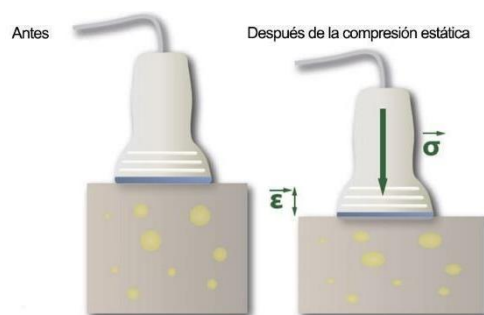


Figura 1. Aplicación y compresión en tejido. La elastografía estática reconstruye un elastograma o "imagen de deformación" calculando las deformaciones relacionadas con una compresión estática impuesta por el operador. Sin embargo, no se tiene en cuenta la variabilidad de la tensión aplicada, que es un parámetro importante (11).

### **Elastografía cuantitativa: Shear Wave Elastography (SWE)**

Con el objetivo de obtener una medida cuantitativa del módulo de Young del tejido se desarrollan un conjunto de técnicas que combinan ultrasonido con

ondas de cizalla. Estas técnicas en su conjunto se conocen como Shear Wave Elastography (SWE). En SWE se toma como hipótesis que el tejido es infinito, elástico, cuasi-incompresible, isotrópico, y homogéneo; bajo estos supuestos la velocidad de propagación de la onda de cizalla (shear wave velocity - SWV) se relaciona directamente con la rigidez del tejido dada a través de la expresión  $Y = 3\rho(\text{SWV})^2$ , siendo  $\rho$  la densidad del tejido y  $Y$  su módulo de Young.

La elastografía por ondas de cizalla (SWE – Shear Wave Elastography) se basa en los siguientes pasos: generación de ondas de cizalla en el tejido, detección mediante ultrasonido de la propagación de las ondas de corte inducidas y estimación local de su velocidad de propagación. Como resultado final se obtiene un elastograma que es una imagen cuantitativa de la elasticidad del tejido (12). Actualmente existen diferentes técnicas de elastografía por SWE para uso clínico: elastografía transitoria (Fibroscan), point quantification (pSWE), SWE bi y tri dimensional (2D-SWE), (3D-SWE) (13) y se vienen explorando varias aplicaciones específicas como la evaluación de fibrosis hepática o la caracterización de lesiones mamarias(4,14).

Los métodos de excitación incluyen: compresión dinámica inducida mecánicamente mediante un transductor de "golpeteo" en la superficie del tejido para producir ondas de corte (Transient elastography) y ultrasonido dinámico, desplazamiento de tejido inducido y ondas de corte por excitación de impulso de fuerza de radiación acústica (11). En particular la técnica Supersonic Imagine (SSI), técnica utilizada en este trabajo de tesis se basa en:

- a. Generación de una onda de cizalla mediante presión de radiación.
- b. Imagenología ultrarrápida para seguimiento de onda de cizalla (hasta 20 kHz)
- c. Propagación de la onda de cizalla a través de una inclusión rígida. Se observa como el frente de onda se quiebra debido al cambio de velocidad.
- d. A partir de la medida local de c, se genera una imagen 2D del módulo de Young ( $Y$ ).

Este proceso se ilustra en la figura 2.

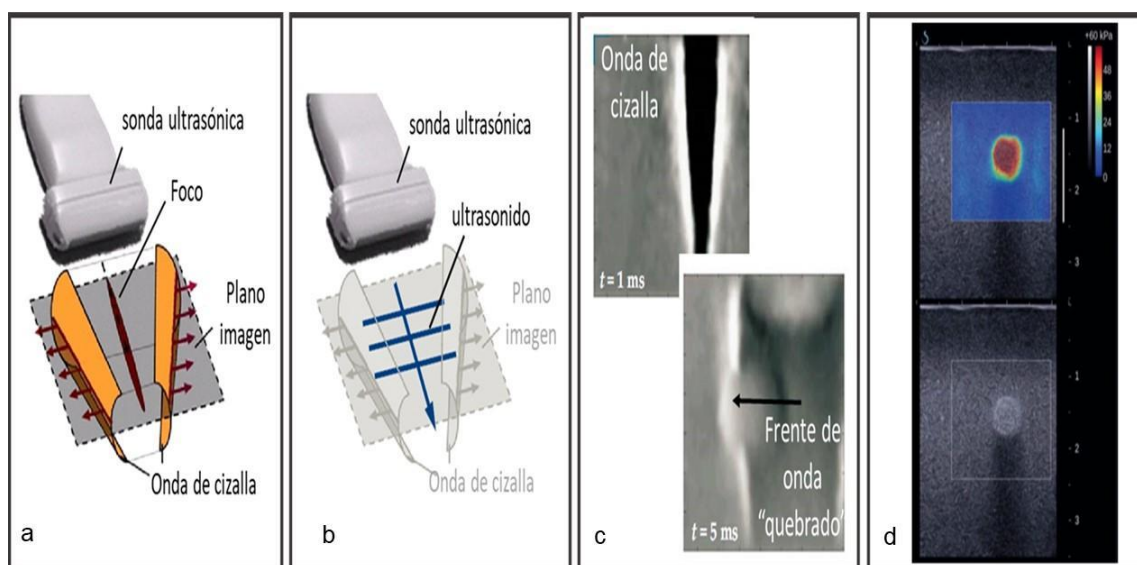


Figura 2. Ilustración de los cuatro pasos básicos para la generación de una imagen de elasticidad mediante 2D-SWE.

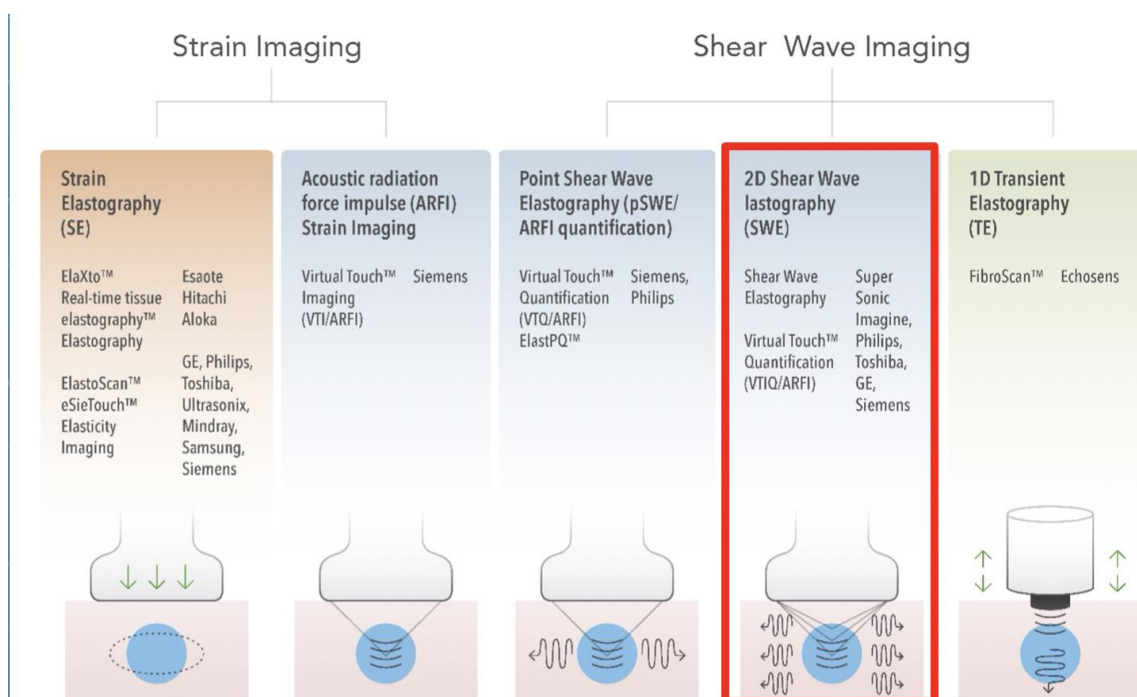


Tabla 1. Resumen de técnicas de elastografía por ultrasonido y los correspondientes sistemas comerciales. Clasificación: imágenes de deformación (izquierda) y cizallamiento (derecha).

Los métodos de excitación incluyen el desplazamiento inducido mecánicamente a través de la compresión externa activa o el movimiento fisiológico inducido pasivamente (naranja), compresión dinámica inducida mecánicamente a través de un transductor de "golpeteo" en la superficie del tejido para producir ondas de corte (verde) y tejido dinámico inducido por ultrasonidos. Desplazamiento y ondas de corte por excitación de impulso de fuerza de radiación acústica (azul). (15)

### 3. Potencial de la SWE en músculo esquelético

La SWE para MSK se encuentra en etapa de desarrollo y los obstáculos que se presentan se debe a las características de dicho tejido como, por ejemplo:

**Viscoelasticidad.** Las imágenes de elastografía se realizan considerando que los tejidos biológicos se comportan como sólidos deformables y elásticos, recuperando su forma original una vez cesada la fuerza que los comprime. El sistema musculoesquelético se comporta como un material viscoelástico, por lo que su deformación depende del tiempo; la fuerza ejercida en él depende tanto de la deformación como de la velocidad con que se produce.

**Anisotropía.** Las propiedades mecánicas difieren a lo largo de las fibras musculares. Debido a esta anisotropía, la velocidad de propagación de la onda dependerá de su polarización y dirección de propagación respecto a las fibras musculares, lo que puede introducir sesgos al utilizar SWE (6).

Por lo expuesto anteriormente, la elastografía se ha utilizado en músculos de estructura sencilla (isotrópicamente transversos), colocándose el transductor ultrasónico paralelo a las fibras musculares porque en esa configuración la rigidez del músculo medido con SWE se relaciona linealmente con su módulo de Young (16). Por ejemplo, fue estudiado en músculo bíceps braquial (unipennado), en reposo, paciente sentado con codo en posición de 90 grados, orientando la sonda en el plano de los fascículos musculares y perpendicularmente a la piel (17) En estos casos la elastografía ha demostrado ser una de las modalidades de imagenología más promisorias para el MSK (18,19) y ya se viene aplicado a

diferentes músculos, mostrando una buena confiabilidad y reproducibilidad (17,20).

Sin embargo, en músculo de estructura compleja como por ejemplo, recto femoral, los resultados informados han sido variados (20).

Diferentes estudios han mostrado el alcance de la SWE para medir la rigidez muscular en condiciones de reposo (21) durante contracciones activas (22,23) y también involuntarias (7).

### **SWE en MSK**

La elastografía por ultrasonido permite el estudio del sistema músculo-tendinoso, lo que posibilita no solo obtener una evaluación morfológica sino también funcional. Cada vez más, hay evidencia de que esta técnica puede ser una herramienta útil para detectar cambios sutiles en el músculo. La posibilidad de evaluar las propiedades mecánicas del MSK al principio del curso de una lesión, especialmente en la monitorización postraumática y en el control de alteraciones de la reparación, podría ayudar a decidir el tiempo de inactividad con mayor exactitud. Además, sería posible una evaluación más precisa del riesgo de recaída, al habilitar un análisis de las fibras musculares afectadas por el proceso reparativo.

Las lesiones musculares son muy frecuentes en atletas. Constituyen, por ejemplo, el 30% de las lesiones que sufren los jugadores de fútbol y de éstas, más del 90% afectan a los cuatro grupos musculares principales de las extremidades inferiores (isquiotibiales, aductores, cuádriceps y músculos de la pantorrilla).

La detección temprana de una lesión conseguiría mejorar el entrenamiento deportivo y las estrategias de rehabilitación; por ejemplo, detectar fases iniciales de fibrosis o estadios iniciales de calcificación permitiría acortar los plazos de tratamiento y recuperación(24).

Algunos estudios realizados indican un aumento de la rigidez muscular, aun en ausencia de dolor y edema, una hora después de un ejercicio, lo que estaría indicando una lesión o daño muscular (24). Esto sugiere que la evaluación temprana de la tensión muscular después de un ejercicio intenso podría ayudar a estimar la cantidad de daño muscular. Además, la capacidad de cuantificar con precisión el aumento de la rigidez pasiva asociada con la lesión muscular y de

aislar el músculo dañado de sus sinergistas, podría ayudar al médico a orientar las intervenciones en el músculo o región muscular más afectada. Diversas acciones como masajes, vendaje, punción seca y estiramiento tienen como objetivo alterar la rigidez muscular.

La rigidez normal que tiene el músculo esquelético es el resultado de la tensión de forma activa producida por la contracción muscular y de una tensión pasiva producida en gran parte por el tejido conectivo (25).

Actualmente, para evaluar el estado del músculo esquelético se pueden utilizar tres técnicas de elastografía:

- Elastografía por deformación, SE (tiene baja confiabilidad y repetibilidad ya que depende del usuario), más adecuada para evaluar nódulos o masas focales en lugar de enfermedad difusa en el tejido;
- Imágenes de impulso de fuerza de radiación acústica (ARFI), tiene aplicación limitada al músculo, frecuencia de imagen muy baja (sobrecalentamiento del tejido);
- Elastografía de ondas de corte o cizalla (SWE), se mide el módulo de Young a partir de una pequeña región de interés, velocidad de fotogramas rápida (imágenes en tiempo real) (13).

#### **4. Estado actual de la SWE en MSK. Antecedentes**

La importancia de la elastografía reside en permitir la detección temprana de complicaciones como áreas de fibrosis y calcificación, la detección y caracterización de nódulos o masas de partes blandas, la detección de otros tipos de lesiones como miositis, celulitis, procesos inflamatorios, fibrosis tendinosas.

Actualmente, la ecografía es el método de elección en la evaluación evolutiva de las lesiones musculares (26). Sin embargo, la elastografía por ondas de corte, como técnica adicional, cobra gran importancia ya que, al tener la capacidad de medir el grado de elasticidad tisular, permite detectar en fases iniciales vicios de reparación, fibrosis o estadios iniciales de calcificación.

En las imágenes obtenidas por elastografía se puede observar la evolución del tejido reparativo que muestra una lesión muscular. Una zona de fibrosis puede

ser detectada a las dos semanas de la lesión como una zona de menor rigidez (“cicatriz blanda”), antes de que se produzca la calcificación como complicación, que puede estar presente en desgarros grado II o grado III, frecuentes en traumatismos sufridos por laceraciones del músculo. La detección de procesos de fibrosis detectados inicialmente por elastografía podría evitar la evolución a la calcificación, permitiendo cambiar la modalidad terapéutica y usar ondas de choque (ESWT). para deshacer la misma. Este diagnóstico prematuro acorta significativamente los plazos de recuperación y puede evitar lesiones recidivantes por la presencia de fibrosis y falta de distensibilidad muscular que termina casi siempre en nueva rotura fibrilar.



Figura 3. Ejemplo de imagen ecográfica. Varón de 19 años, futbolista profesional, con antecedente de rotura muscular en recto anterior grado I, de 3 semanas de evolución, con dolor persistente en sus entrenamientos. Imagen 2D en la zona del dolor muestra retrospectivamente el examen elastográfico, en zona hipoecogénica fibrilar en la zona de la lesión previa, coincidente con la zona del dolor a la elongación del músculo. La Elastosonografía define una zona nodular de color azul que presenta un área de consistencia dura con un SR de 0.021 correspondiente a una zona de fibrosis temprana, no detectada por US ni RMN previas. Se trató con EPI (27).

Se vienen realizando diversos estudios sobre el comportamiento de las ondas de corte en diferentes músculos y regiones anatómicas, utilizando tecnologías avanzadas para mediciones precisas. Destacan las investigaciones de DeWall

et al. (2014) (28), Miyamoto y Hirata (2021) (29), Kositski et. al. (2022) (30) y Evangelidis et al. (2021) (31), que han contribuido significativamente a comprender las propiedades biomecánicas del sistema musculoesquelético. Por ejemplo, DeWall et al. (2014) investigaron la parte distal del tendón de Aquiles, mientras que Miyamoto y Hirata (2021) enfocaron su estudio en la cabeza larga del bíceps femoral. Kositski et al. (2022) analizaron el músculo semitendinoso y Evangelidis et al. (2021) se centraron en los músculos isquiotibiales. Estos trabajos subrayan la importancia de considerar factores como la posición del transductor y la intensidad de la contracción al interpretar las mediciones de velocidad de onda de corte, enriqueciendo el conocimiento en biomecánica muscular y su relevancia en condiciones musculoesqueléticas.

Otros autores también han publicado trabajos en la misma línea. Le Sant Guillermo et. al. en 2017 (32) trabajaron en el mapeo de los músculos inferiores de la pierna durante la dorsiflexión pasiva, realizada con la rodilla completamente extendida. Midieron aleatoriamente el módulo de cizallamiento de los flexores plantares: gastrocnemio medial y lateral y sóleo, entre otros. En este estudio se observó que el músculo gastrocnemio medial exhibió el mayor aumento de rigidez durante la dorsiflexión del tobillo con la rodilla extendida; el sóleo mostró el mayor aumento de rigidez con la rodilla flexionada (32).

Vaz João et. al. en 2021 (33), investigaron acerca de la rigidez que se presenta en la cabeza del bíceps femoral que difiere entre sus partes proximal y distal durante la flexión isométrica de la rodilla, a diferentes intensidades de contracción, con flexión de 15° y 45°. De esta forma trataron de cuantificar la evolución de la rigidez muscular mediante SWE. En este trabajo se evaluó la rigidez activa de la cabeza larga del bíceps femoral encontrándose mayor rigidez en la región distal, lo que indicaría una de las razones por la que se producen lesiones más frecuentemente en dicha región (33).

Otros trabajos con SWE fueron realizados por:

- Marusič et. al. en 2021: evaluación de isquiotibiales con descripción funcional y arquitectónica (34)
- Crawford et. al. en 2020/21: detectaron diferencias regionales de la estructura del tejido sano dentro de los isquiotibiales. Otros estudios retrospectivos señalan que atletas con antecedentes de lesiones de

distensión de los isquiotibiales tienen un bíceps femoral más corto en la extremidad con antecedentes de lesión, que del lado contralateral no lesionado (35).

- Galimov et. al. en 2020, compararon la rigidez muscular pasiva de los isquiotibiales, medida con el SWE, entre jugadores de fútbol masculinos y femeninos sanos. Se encontró que los futbolistas masculinos presentaron más fuerza, mientras que las jugadoras femeninas mostraron mayor flexibilidad (36).

## **5. Antecedentes de elastografía en Uruguay**

El LAU fue el primer grupo a nivel regional en investigar en elastografía (tesis Benech dirigida por Negreira) (37). A partir de varios proyectos y tesis el LAU realizó múltiples aportes básicos (38,39) y aplicados (40,41) a la SWE, consolidándose como referencia regional en esta temática. En los trabajos de Brum et. al. la SWE fue adaptada e interpretada para la evaluación mecánica del tendón de Aquiles y patologías asociadas (42,43). Por otra parte, Budelli et al. incorporaron la medida de viscosidad a la SWE en hígado (44). También, a partir de la combinación del retorno temporal de ondas de cizalla y la correlación ruido (39,45–47), el LAU es pionero en el desarrollo de la elastografía pasiva (47,48) que utiliza las ondas de cizalla que naturalmente se encuentran en el cuerpo humano para realizar elastografía. Finalmente, Benech et al. desarrollaron y patentaron la Elastografía por Ondas de Superficie (EOS) (49). La EOS es de bajo costo y portátil, siendo una alternativa a la SWE. Actualmente se aplica exitosamente en la industria cárnica y en estudios biomecánicos en el bíceps braquial (50).

Por su parte, el uso clínico de la elastografía a nivel nacional es sensiblemente más reciente. En 2013, el DCI probó con fines docentes, la elastografía por compresión para estudiar nódulos tiroideos durante los tres meses que contó con el software de prueba. Otros centros que cuentan con esta tecnología son el Hospital de Las Piedras y el Hospital de Salto, aplicándola en mama para la determinación de lesiones dudosas categoría BIRADS 3. A partir de 2014, se introduce el Fibroscan® para diagnóstico de patologías hepáticas, proyecto financiado por ANII que involucraba al Hospital Militar y al Hospital Pasteur. La Asociación Española también cuenta con un equipo similar. En 2018 mediante

recursos propios, el DCI adquiere un ecógrafo de alta gama que permite realizar SWE con sonda convexa y por lo tanto con aplicaciones a nivel hepático. Es así que se comienza a colaborar en elastografía aplicada al hígado a través de la co-dirección entre el Dr. Brum (LAU) y la Dra. Servente (DCI) docente de estudiantes de 6to de Medicina cuya monografía fue premiada entre las mejores del curso (51). En el trabajo de Avondet et al. (52) se aplica la SWE en hígado por primera vez a nivel nacional. En 2020 se obtiene un financiamiento, Fondo María Viñas – ANII, para el proyecto “Elastografía para la evaluación clínica de tejidos anisotrópicos y visco-elásticos” (finalización mayo 2023, responsables Dr. Brum y el Dr. Arruti), cuyo principal objetivo es la aplicación de la elastografía para el diagnóstico de patologías en músculo y prevención de lesiones en deportistas. Con el 100% de los fondos de dicho proyecto y el apoyo de Facultad de Ciencias, se logra adquirir un ecógrafo de alta gama Aixplorer (SuperSonic Imagine) con tres sondas lineales y su correspondiente software. Dicho equipo es la referencia a nivel mundial en SWE.

En Uruguay, el uso clínico de la elastografía es muy reciente y aplicada únicamente a patología hepática, existiendo una policlínica en la Cátedra de Imagenología del Hospital de Clínicas Dr. Manuel Quintela, donde se utiliza principalmente para valorar grados de fibrosis en hepatopatías crónicas.

No existe en la actualidad ninguna aplicación clínica en MSK independiente de su estructura simple (unipenado) o compleja (bipenado).

De aquí se plantea como objetivo de este trabajo de Maestría comenzar a asentar las bases para introducir la SWE para MSK, en la clínica nacional.

Esta investigación se centra en la introducción de la elastografía por ondas de cizalla (SWE) en la práctica clínica del sistema musculoesquelético (MSK) en Uruguay, procurando establecer las bases para introducir la SWE en el diagnóstico de patologías y la prevención de lesiones en el MSK, aprovechando la experiencia del Laboratorio de Acústica Ultrasonora (LAU) y del Instituto de Física de la Facultad de Ciencias, quienes vienen trabajando desde el año 2000 en elastografía por ultrasonido, desarrollando numerosos trabajos experimentales, tesis de maestría y doctorado, por lo que cuenta con una amplia experiencia en el tema.

En los últimos años, otras instituciones del país también han adquirido ecógrafos con el módulo de elastografía. Específicamente, el Departamento Clínico de Imagenología (DCI), del Hospital de Clínicas Dr. Manuel Quintela, cuenta con un Ecógrafo Samsung RS80 con pSWE, un ecógrafo Toshiba canon Aplio 300 con SWE habilitado para la sonda curva y ecógrafos con transductor convexo, para uso clínico en diagnóstico de patologías hepáticas, por ejemplo.

A partir de un proyecto titulado “Elastografía para la evaluación clínica de tejidos anisotrópicos y viscoelásticos” (FMV\_1\_2019\_1\_15527) encabezado por el PhD. Javier Brum, el Dr. Agustín Arruti y la Dra. Liliana Servente, en el marco del proyecto de investigación ANII, fondo María Viñas se comienza a trabajar en la temática de esta tesis de maestría con el propósito de protocolizar, estandarizar y validar una técnica de SWE que permita su uso para diagnóstico clínico de lesiones en el tejido musculoesquelético, muy frecuentes, como ya se dijo, especialmente en deportistas.

## **6. Problema de Investigación**

En este contexto nacional, el presente trabajo de tesis busca elaborar un protocolo para el uso de SWE en MSK de miembros inferiores.

## **7. Hipótesis**

Es posible realizar un protocolo clínico-imagenológico que optimice y estandarice las condiciones de medida para SWE en músculos de miembros inferiores.

## **8. Objetivo General**

Dar un primer paso para la introducción de la elastografía para evaluación del tejido musculoesquelético como paso previo para introducir esta técnica en la práctica clínica nacional de miembros inferiores, comúnmente asociados a las lesiones en jugadores de fútbol.

## **9. Objetivos Específicos**

- a) Manejar la técnica de elastografía en miembros inferiores.
- b) Comprender las imágenes obtenidas con ultrasonido modo B cotejando con su valoración cualitativa (mapa color) y cuantitativa (valores de rigidez) en los músculos seleccionados.

- c) Desarrollar un protocolo clínico de medida confiable y reproducible de SWE para músculos de miembros inferiores (bíceps femoral, recto anterior del cuádriceps, aductor largo y gastrocnemio medial).
- d) Evaluar la repetibilidad del protocolo en voluntarios sanos

## **10. Preguntas relativas a los objetivos**

Para alcanzar los objetivos planteados se procurará dar respuesta a algunas preguntas como las siguientes: ¿Cuáles son los factores anatómicos y técnicos a tener en cuenta para un adecuado manejo de la técnica SWE? ¿Será posible observar cambios sutiles en la imagen modo B que tengan correlación directa entre la valoración cualitativa (mapa color) y cuantitativa (valores de rigidez)? ¿Cómo se debe posicionar la sonda para obtener una máxima reproducibilidad de la medida? ¿Cómo se debe posicionar al paciente? ¿Es posible realizar un protocolo clínico-imagenológico que optimice y estandarice las condiciones de medida para SWE en músculos de los miembros inferiores?

## **Capítulo II: Anatomía muscular y lesiones en MSK en miembros inferiores**

Uno de los objetivos específicos de este trabajo de tesis es el de diseñar un protocolo específico para SWE de miembros inferiores. Para esto es necesario tener en cuenta la anatomía muscular y los sitios de lesión frecuente. Con este fin en este capítulo se realizará una breve reseña anatómica de los músculos seleccionados, tipo de lesiones que pueden presentar y su localización más frecuente.

### **11. Anatomía muscular y lesiones**

El músculo esquelético estriado es uno de los órganos más grandes del cuerpo (representa aproximadamente el 25-30% del peso corporal en mujeres y el 40-50% en hombres). En su composición consta de tejido conjuntivo estromal y fibras musculares. Estas fibras cuentan con los sarcómeros (estructuras filamentosas de actina y miosina), responsables de la contracción y relajación muscular. Los fascículos son estructuras o agrupamiento de las fibras musculares que forman un componente muscular variado en longitud y grosor, según su localización y función, en el que también participa el tejido conectivo que compacta su forma entre sus estados de relajación o contracción. La inserción de las fibras musculares determina su forma y función ya que puede ser en el tejido conectivo, en los tabiques aponeuróticos intramusculares o directamente en el tendón. Si los fascículos quedan orientados de forma paralela con relación a la línea de tracción, son de característica de velocidad; si están orientados de forma oblicua con relación a la línea de tracción, son de característica de fuerza. La orientación oblicua de los fascículos compone los músculos llamados peniformes, existiendo distintas variaciones (triangular, unipeniforme, bipeniforme, multipeniforme) como se ilustra en la Figura 4.

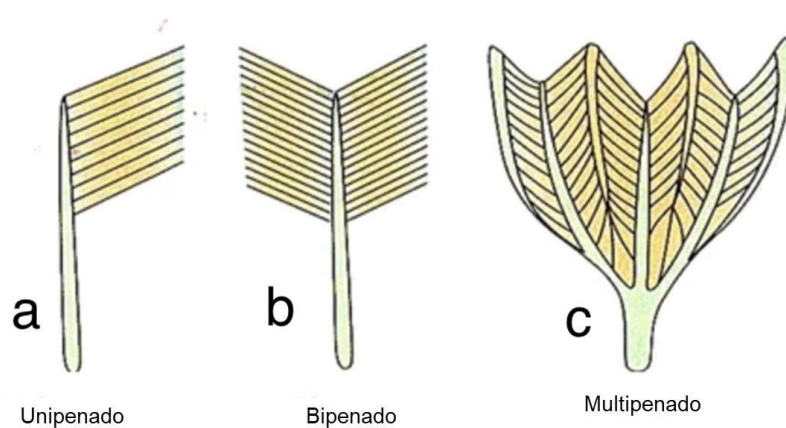


Figura 4. Músculos peniformes. a. Unipenado (estructura simple). b y c. Bipenado y Multipenado (estructura compleja).

## 12. Músculos del muslo

En la tabla II, se presenta la ubicación y planos de los músculos que componen el muslo, ya que resultan de interés por ser lesionados frecuentemente en futbolistas.



Figura 5. Músculos de Muslo y posterior de pierna. (imagen de Internet, de dominio público)

A continuación, se detallan las principales características de los músculos considerados: recto anterior del cuádriceps, bíceps femoral, aductor largo y gastrocnemio medial.

### **Recto anterior (femoral)**

Forma parte del cuádriceps femoral, originado a partir de tres tendones (directo, indirecto y reflejo), está compuesto por fibras de tipo II (ver anexo 3), adecuadas para actividades rápidas y vigorosas, atraviesa dos articulaciones, la articulación coxofemoral y la articulación de la rodilla (53). La lesión del cuádriceps femoral es muy frecuente (punto de debilidad biomecánica); en jugadores de fútbol profesionales 19% de las lesiones traumáticas se producen en este y más específicamente en la pierna dominante (60 %), (54)

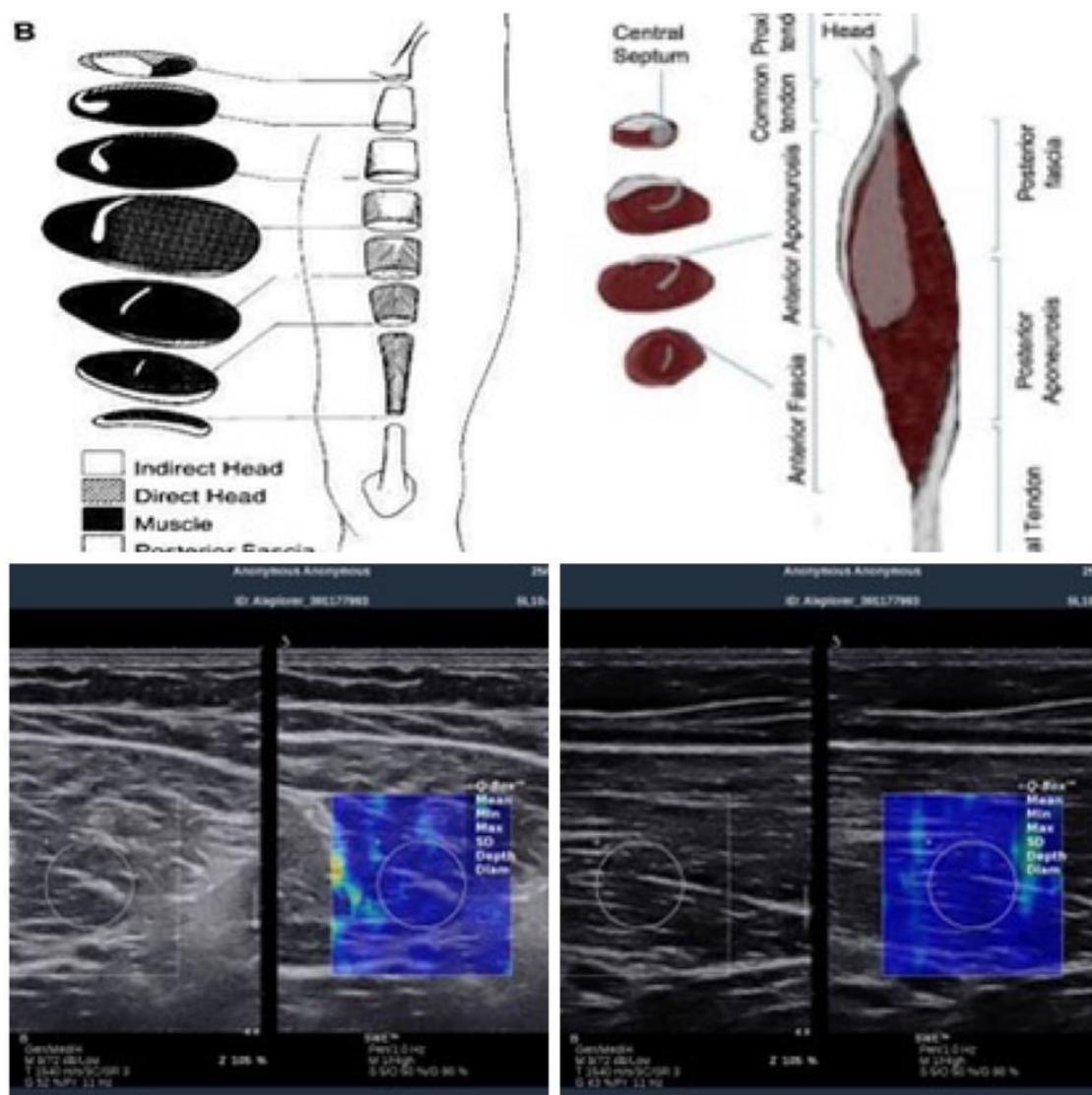


Figura 6. Arriba. Representación esquemática de la anatomía del músculo recto anterior. Se observa secciones axiales en sus tres tercios, donde se identifica la disposición del tendón central en su recorrido y su terminación en la intersección del tercio medio distal. También se pueden ver los tres tendones de inserción proximal directo, indirecto y reflejo. (1. Hasselman CT, Best TM, Hughes CT, et al. An explanation for various rectus femoris strain injuries using previously undescribed muscle architecture. Am J Sports Med 1995; 23:493-9. 2. Jaime Isern-Kebschull et al 2020). Este esquema se correlaciona con las las Imágenes LAU, equipo SSI, de proyección de imagen ecográfica de región anterior del cuádriceps. A la izquierda: recto anterior, tercio medio, sector interno, corte transversal. A la derecha: recto anterior, tercio medio, sector interno, corte longitudinal donde se aprecia el músculo bipenado.

Tiene una disposición de un músculo dentro de otro músculo (vientre interno, vientre externo), la porción externa se origina en una aponeurosis superficial plana, la capa interna se origina en la aponeurosis central. La forma que toma el músculo recto femoral es de un pequeño músculo interno bipenado que está completamente rodeado por un músculo grande unipenado (55).

**Afecciones del Recto anterior.** Por su disposición y actividad motora este músculo es vulnerable a las fuerzas de tensión excéntricas (contracciones potentes como patada a una pelota de un jugador de fútbol), por lo que frecuentemente sufre desgarros y otras lesiones de tipo traumática tales como las siguientes:

- Lesión tendinosa proximal que puede ser parcial o total y puede asociar avulsión de la espina ilíaca anteroinferior;
- Lesión de la unión miotendinosa, representa el tipo de desgarró más frecuente en recto femoral
- Lesión de la unión miofascial, tipo de lesión menos frecuente que las anteriores y suele ser motivo de falsos negativos en estudios de ultrasonografía.
- Lesión tendinosa distal, el tendón cuadrícipital suele presentar un aspecto trilaminar (56% de los casos), conformado por la confluencia de los 4 tendones en tres planos (plano superficial, recto femoral, plano intermedio, vasto externo e interno y plano profundo crural) (56).

Las roturas fibrilares miotendinosas proximales del recto pueden ser superficiales en la unión miotendinosa con el tendón directo o roturas fibrilares con el tendón central que involucran la porción indirecta del músculo. Luego a nivel del aparato conjuntivo distal del músculo existen roturas fibrilares miotendinosas con la aponeurosis profunda del músculo que es la que va a conformar parte del tendón del cuádriceps en rodilla.

Dada la complejidad de su anatomía, la sintomatología puede ser poco clara por lo que los métodos de diagnóstico por imagen y en especial la resonancia magnética aportan información precisa sobre el tipo de desgarró, topografía, extensión y severidad como se observa en la figura 7, (55).



Figura 7. Imagen ecográfica de lesión del músculo recto anterior (disposición longitudinal). Desgarro total tipo III de la aponeurosis central del recto femoral. Imagen superior: disposición mediosagital de campo 12-5 MHz sobre el recto anterior. Imagen inferior comparativa de RM coronal con supresión de grasa y potenciada en T2- desprendimiento total de la porción interna del músculo (55).

### **Bíceps femoral**

Los tres músculos que forman el complejo muscular isquiotibial son el bíceps femoral, el semitendinoso y semimembranoso. Se extienden desde la cadera (tuberosidad isquiática), hasta la rodilla, en la cara posterior del muslo; principal función es la extensión del muslo y flexión de la pierna. En jugadores de fútbol profesional el 37% de las lesiones corresponden a isquiosurales (27).

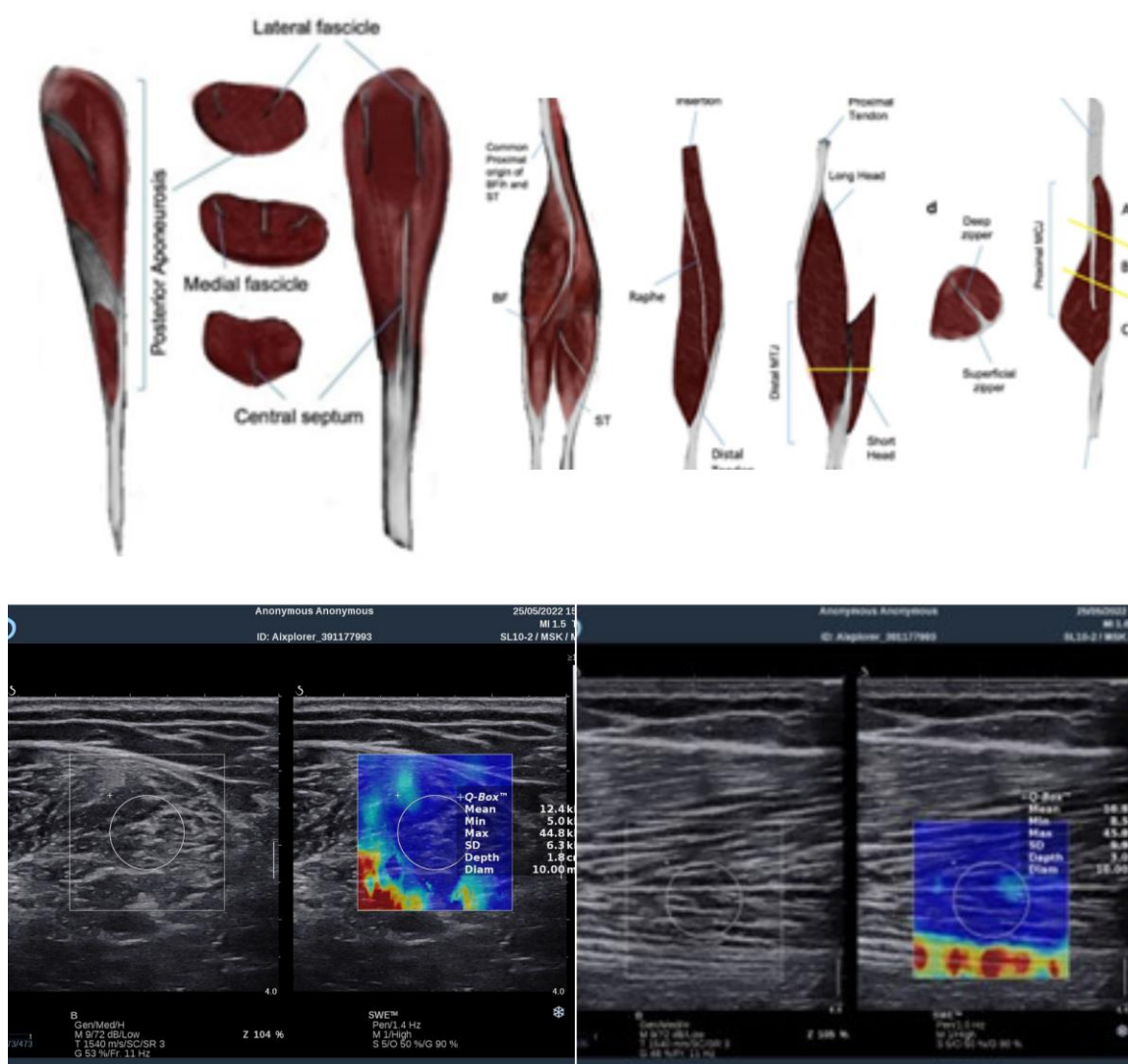


Figura 8. Representación esquemática del músculo bíceps con sus inserciones proximal y distal, sus dos sectores, cabeza larga y en su tercio inferior lateral a la misma, su cabeza corta. En su sector medial de la cabeza larga (líneas transversales amarillas, B), sector proximal y profundo.

A la izquierda: Plano transversal de parte posterior del muslo, músculo bíceps femoral, cabeza larga, tercio superior. Se aprecia tendón dividiendo músculo semitendinoso y bíceps femoral propiamente dicho. Derecha: corte longitudinal, del tercio medio, fascículo proximal y profundo. Imágenes de LAU.

En la figura 8 se puede identificar dos planos del bíceps femoral (transversal y longitudinal). Este músculo consta de dos cabezas, como su nombre lo sugiere; cada una tiene un origen e inervación diferentes, pero comparten la misma

inserción. La inserción distal del músculo bíceps femoral se encuentra en la cara lateral de la cabeza del peroné (apófisis estiloides), el cóndilo lateral de la tibia y la aponeurosis tibial.

**Lesiones en Bíceps femoral.** Es uno de los músculos que sufre desgarro con mayor frecuencia y las lesiones pueden ir acompañadas de lesiones del músculo semitendinoso (57).

Las roturas fibrilares del bíceps pueden ser proximales o distales. Las roturas proximales son: la rotura del tendón en la zona de inserción, la rotura del tendón libre (free tendon), las roturas en la unión miotendinosa en la zona del tendón conjunto bíceps-semitendinoso; las roturas distales del aparato conjuntivo proximal están representadas por roturas miotendinosas en el sector más bajo del tendón o aponeurosis intramuscular de la cabeza larga del bíceps femoral. Las lesiones distales son roturas fibrilares y roturas miofasciales que afectan o no la unión miotendinosa.

### **Aductor Largo (región anteromedial del muslo)**

Esta es otra de las regiones que con frecuencia se lesiona. La musculatura aductora de la cadera está formada por cinco músculos con disposición hacia el muslo, tres de ellos son afectados en la mayoría de los casos por lesiones: el aductor mayor, aductor largo (o aductor mediano) y el aductor corto. Esta musculatura se ve afectada por movimientos bruscos de aceleración o en gestos de exceso (sobre estiramiento) (53).

El aductor largo de forma triangular se sitúa por delante del aductor menor como cobertura casi total, se inserta en el fémur, en la línea áspera, a igual distancia entre los extremos del fémur (figura 10). La inserción proximal se da en el pubis.

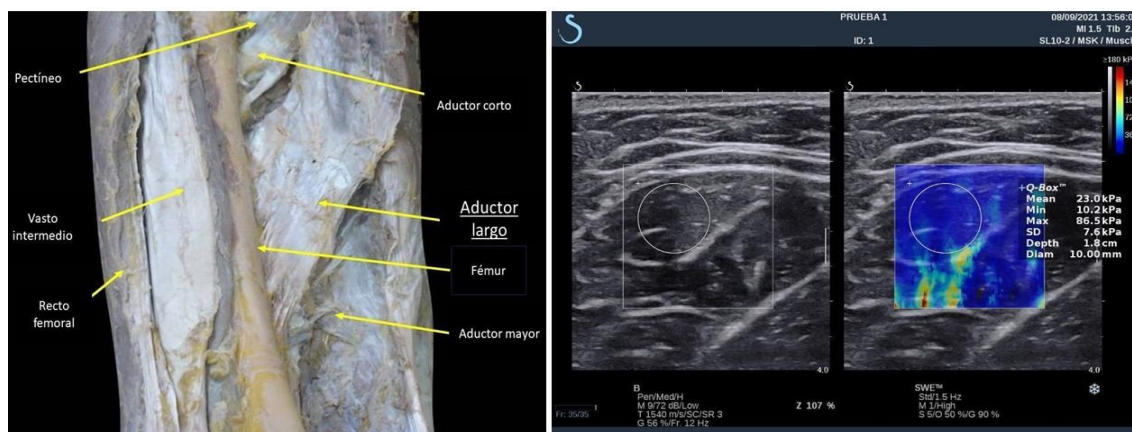


Figura 9. Imagen del LAU. Aductor largo, tercio medio, corte transversal. Modo B (izquierda) y SWE (derecha). Se aprecia tendón central, zona de transición de sector más rígida y zona muscular menos rígida (sector donde frecuentemente se produce desgarro) (55).

### Lesiones del aductor largo

Las distensiones más frecuentes del aductor largo son las del tendón proximal (incluidas las avulsiones tendinosas) o roturas fibrilares en la unión musculotendinosa central. Un 23 % de las lesiones en jugadores profesionales afecta al aductor largo (58).

## 13. Músculos de la Pierna

### Gastrocnemio medial

Forma parte de la región posterior de pierna, tríceps sural, formando parte del plano superficial, conjuntamente con el gastrocnemio lateral. El gastrocnemio se sitúa por encima del sóleo y se distinguen dos capas hiperecogénicas que reflejan la oposición distal de estos músculos. Esta localización en un plano superficial facilita la exploración ecográfica (59).

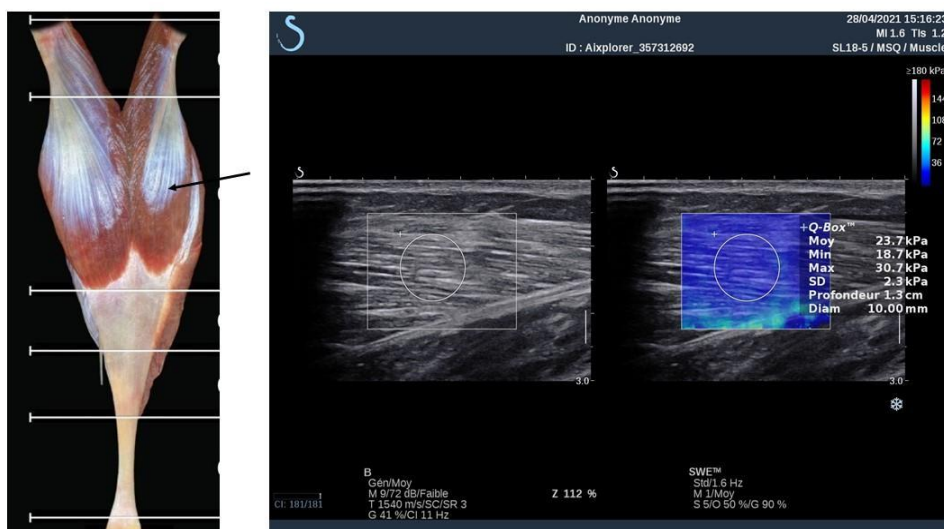


Figura 10. Músculo posterior de pierna. Izquierda: Preparado anatómico: se observa tendón proximal, vientre muscular, tendón distal (tendón de Aquiles) de ambos gastrocnemios (lateral y medial) Se señala el medial en su tercio inferior (sitio más frecuente de lesión). A la derecha: imagen del LAU, correlativa tercio inferior, plano longitudinal.

En la figura 10 se puede ver la posición de la sonda colocada en sentido longitudinal, oblicuo y transversal, en músculo gastrocnemio.

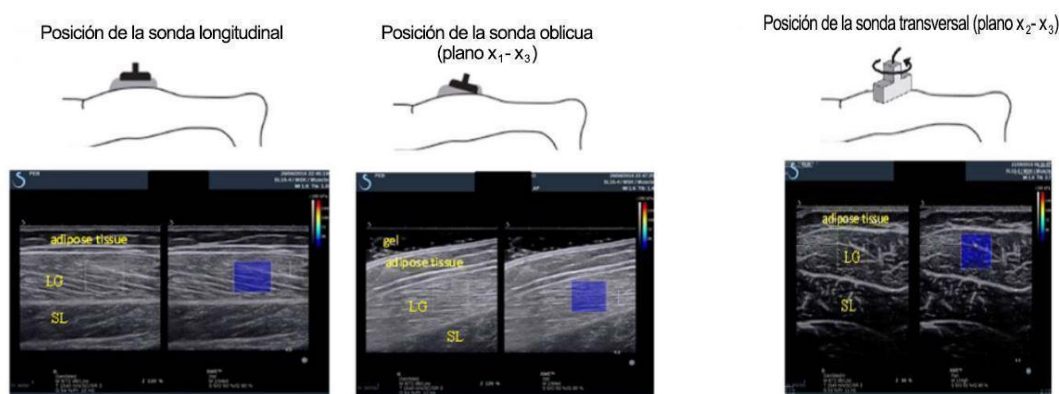


Figura 11. Figura elastográfica en modo B, cabeza lateral del músculo gastrocnemio. Sonda colocada longitudinal, oblicua y transversal en músculo gastrocnemio (60).

**Lesiones del gastrocnemio.** La unión miotendinosa distal de la cabeza medial del gastrocnemio es un sitio frecuente de lesión (figura 10), más conocida como pierna de tenista, que afecta a personas de mediana edad que practican deportes como aficionados (una lesión de pierna de tenista es un proceso que va desde el esguince a la rotura muscular parcial) (28). Las lesiones distales del gastrocnemio se clasifican según el porcentaje de tejido conectivo que afectan y pueden ser lesiones de la unión mioaponeurótica, lesiones de la aponeurosis intramuscular, lesiones de la aponeurosis libre, lesiones del tendón común con el sóleo y por último lesiones mixtas del tendón común con el sóleo y la unión miotendinosa (61).

#### **14. Desafíos del uso de SWE en MSK**

En el estudio por ultrasonido en MSK se debe considerar la presencia de artefactos en la imagen modo B ya que puede falsear resultados y si se reconocen se pueden usar a favor para realizar un diagnóstico correcto. Estos artefactos - anisotropía, reverberación, sombra acústica posterior, refuerzo acústico posterior o sombras laterales - se detallan en anexo 3.

Además, en tejidos musculoesqueléticos aparecen algunos obstáculos específicos para la aplicación de SWE que hay que tener en cuenta a la hora del diseño del protocolo. Ello se debe, fundamentalmente, a algunas características del tejido:

- **Heterogeneidad del tejido musculoesquelético.** Cuando se realizan las mediciones de SWE es posible que aparezcan diferencias de datos por la diferente disposición de las fibras, según sus características arquitectónicas anatómicas del sistema musculoesquelético, heterogeneidad inherente a este tipo de tejidos Davis. Las fibras individuales del músculo esquelético están rodeadas por endomisio, organizadas en fascículos que están rodeados por perimisio y agrupados en un vientre muscular que está rodeado por epimisio. Los nervios, las arterias, las venas y los vasos linfáticos discurren entre los fascículos musculares a lo largo del músculo. Se ha demostrado que esta vascularización intramuscular afecta las mediciones de SWE, con valores medidos de velocidad de las ondas de corte, más altos alrededor de los vasos que en otras áreas del músculo gastrocnemio de la

cabeza medial. La vascularización también altera los mapas de color, con más variación de estos, cuando los vasos están incluidos en el campo de visión (62).

- **Actividad del tejido de fondo.** El estado subyacente del músculo o tendón también puede afectar las mediciones de la velocidad de las ondas de cizalla; la rigidez de los músculos aumenta durante la contracción, probablemente debido a una mayor formación de puentes cruzados, como el edema o la inflamación subyacentes al tejido (63).
- **Profundidad del tejido y tejidos blandos suprayacentes.** Algunos estudios con fantasmas han demostrado que la profundidad de la región de interés (ROI), provoca alteraciones en el color de los mapas de elastografía de ondas de corte(63).

Además de todas estas dificultades propias del tejido, también existen algunos obstáculos técnicos.

- **Posicionamiento del transductor.** La posición del transductor de ultrasonido es una variable que debe tenerse en cuenta al realizar SWE. Las ondas de corte se propagan fácilmente a lo largo de las fibras musculares cuando el transductor está orientado longitudinalmente, en lugar perpendicular o en un ángulo oblicuo de 45 ° al músculo. Las mediciones de velocidad de las ondas de cizalla obtenidas paralelas a las fibras musculares aumentan al aumentar la carga de tracción; todo lo que hace una variación de los datos.
- **Presión del transductor.** La compresión tisular aumenta las mediciones de SWV en todos los tejidos, pero el efecto es particularmente importante en los tejidos blandos, donde un aumento de la compresión de solamente un 10% duplica las mediciones de SWV (63). Para estandarizar las mediciones y evitar esta variabilidad inducida en la medición de la velocidad, se debe usar una presión de transductor de luz constante o un transductor montado durante las imágenes de SWE.
- **Colocación del paciente.** Las alteraciones en la posición de la articulación dan como resultado cambios en el estado del tejido, por lo que podrían afectar las mediciones de SWV; algunos estudios muestran que las posiciones de

las articulaciones que producen cambios rápidos de tensión no son posiciones ideales para las imágenes de SWE (63).

- **Pequeños movimientos.** Pequeños movimientos debidos al movimiento de la sonda en relación con el sujeto (inducido por el usuario) o al movimiento del tejido en relación con la sonda (inducido por el paciente) podría repercutir en los resultados cuantitativos obtenidos durante las imágenes SWE (63).

### Capítulo III: Diseño del Protocolo

En este capítulo se presentará el diseño del protocolo, así como su puesta a punto mediante dos pruebas en un voluntario sano (plan piloto 1 y 2). Para diseñar el protocolo se tomó como punto de partida protocolos ya existentes en la literatura y se los adaptó teniendo en cuenta las particularidades de la clínica (por ejemplo, la posición del paciente para exámenes ecográficos) y los sitios más frecuentes de lesión en cada uno de los músculos seleccionados.

Se seleccionaron dentro de cada músculo aquellos sitios donde se producen frecuentemente las lesiones, en la zona de la unión miotendinosa del aparato conjuntivo proximal y distal. Las medidas se realizaron adyacente a dichas uniones miotendinosas sin incluir el componente conjuntivo (aponeurosis y tendón intramuscular), donde se observa una menor variabilidad de rigidez (61)

Para cada músculo bajo estudio el protocolo determinará la posición de la sonda tanto a nivel de piel como con respecto a la histoarquitectura, la posición de la caja de elastografía dentro del músculo y el tamaño y forma de la caja Q o Q-box y su profundidad. En la Figura XX se muestra lo que se entiende por caja de elastografía y Q-box.

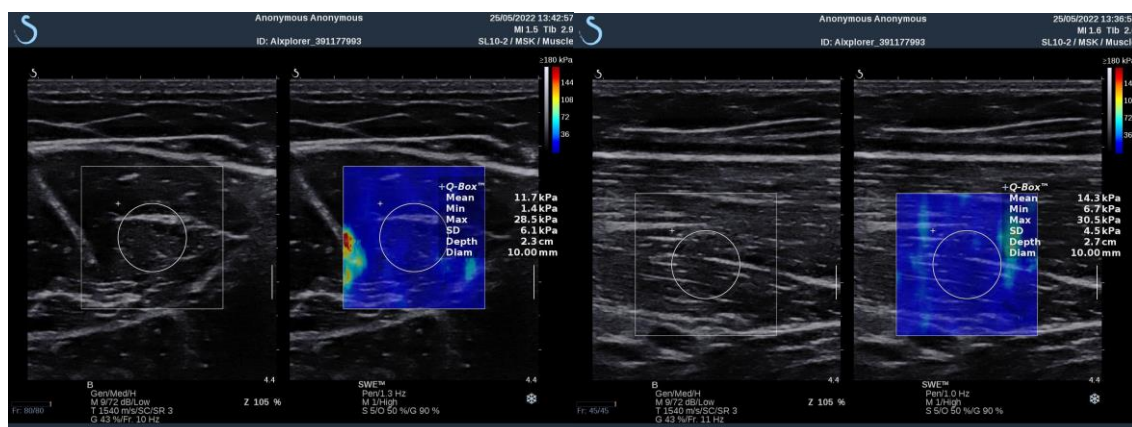


Figura 12. Sonda SL10.2. Izquierda: Posición de la sonda en sentido transversal. Derecha: Posición de la sonda en sentido longitudinal. Se observa un Q-box de un diámetro de 10 mm dentro de la caja de elastografía (zona azul). Mean (media del min y máx), con su desvío estándar y a una profundidad de 2,3 cm. Penetración: 1.3 Hz; escala 180 kPa. En la barra lateral se observa el espectro

desde el color rojo (valores más altos de rigidez) al azul (valores más bajos de rigidez).

## **15. Equipamiento utilizado**

El equipamiento utilizado fue un ecógrafo Aixplorer V12 de la compañía Supersonic Imagine (SSI). Este tipo de equipamiento es considerado la referencia mundial para investigación de SWE aplicada a MSK. Dicho ecógrafo dispone de tres sondas ultrasónicas (SL 10-2, SL 18-5 y SL20-6), para cada una de las cuales existen diversas configuraciones preestablecidas en el equipo. En trabajo siempre se utilizó el transductor SL 10-2 en la configuración MSK.

### **Posicionamiento general de la sonda**

Se coloca gel entre la sonda y la piel para evitar la deformación tisular y el operador realiza una mínima presión sin apoyar la muñeca ni ninguna parte de la mano o brazo ya que es conocido que un exceso de presión aumenta los valores de elasticidad censados (64). Según Lima et. al. el ángulo de penetración no está relacionado con los valores de elastografía mediante la técnica SSI para los músculos gastrocnemio lateral y vasto lateral (60). Por su parte, Miyamoto et. al. estudiaron el gastrocnemio medial mediante SWE colocando la sonda paralela y a 20° oblicuamente al fascículo (29). La reproductividad de las mediciones fue alta (en la condición de Paralelo, el CV intradía, el CCI y la diferencia absoluta fueron 1,6%, 1,00 y 0,4 kPa, respectivamente, mientras que, en la condición oblicua, estos valores fueron 2,7%, 1,00 y 0,5 kPa, respectivamente). En este trabajo se observó un efecto insignificante del ángulo de la sonda en relación con el fascículo para el módulo de cizallamiento en el gastrocnemius medialis y bíceps braquial. Es por estos motivos que la sonda se colocará en contacto con la piel de forma paralela a la misma sin usar ningún tipo de compensación para el ángulo que forman los fascículos. Se tomará una medida en plano longitudinal y transversal a los fascículos. Para la medida longitudinal se deberán visualizar los fascículos de forma ininterrumpida en la imagen ecográfica. Una vez determinada la misma se rotará la sonda 90° sobre su eje para la medida transversal.

### **Posicionamiento general de la caja de elastografía, tamaño de Q-box y medida de elasticidad**

Se utiliza una shear wave box rectangular de 2.0 x 2.0 cm, situada a 2.5 cm de profundidad de la piel, aunque puede variar un poco en función del biotipo del paciente. Se configura la escala de SWE hasta 180 kPa lo que equivale a una SWV de 7.74 m/s. Con respecto a la profundidad es importante aclarar que en ninguno de los músculos superó los 4 cm. En caso de necesitar superar los 4 cm de profundidad, el equipo se configura en modo penetración para una correcta medida de la elasticidad, ya que de otra forma los píxeles de la caja de elastografía no se colorean indicando una mala medida.

Alfuraih et. al., usaron Q-box circulares pequeños (15.3 mm<sup>2</sup> de área), medianos (75.6 mm<sup>2</sup> de área) y grandes (199.5 mm<sup>2</sup> de área) además, de las orientaciones longitudinal, oblicua y transversal en cinco ubicaciones diferentes del músculo recto femoral utilizando un sistema LOGIQ E9 de General Electrics para SWE (64). En su trabajo encontraron que las Q-box pequeñas producían una mayor variabilidad y por lo tanto un menor coeficiente de correlación intraclase que los tamaños mediano y grande. En particular la Q-box mediana demostró tener la mejor confiabilidad y el menor coeficiente de variación intra-sujeto. Por estos motivos es que en este trabajo utilizamos una Q-box de 10 mm de diámetro lo que resulta en un área de 78.54 mm<sup>2</sup>. Como medida de elasticidad se tomará el valor promedio del módulo de Young y su desviación estándar dentro de la Q-box. Las medidas se realizaron adyacente a las uniones miotendinosas sin incluir dentro de las medidas el componente conjuntivo (aponeurosis y tendón intramuscular) de las uniones miotendinosas donde se observa una menor variabilidad de rigidez (61).

### **Posicionamiento del paciente y procedimiento de medición**

Guillaume Dubois et. al. definieron un protocolo de medición para cuantificar el módulo de cizalla en músculos de extremidades inferiores para su uso en la práctica clínica (bíceps femoral, gracilis, recto femoral, sartorio, semimembranoso, semitendinoso, vasto lateral, vasto medial, gastrocnemio medial y gastrocnemio lateral y sóleo) (65). Se definieron cuatro posiciones longitudinales a las fibras en cara anterior y posterior de extremidades inferiores,

en reposo y durante el estiramiento pasivo, de diez voluntarios sanos. Se observó que la posición no influyó significativamente en la fiabilidad. A pesar de una muestra pequeña ( $n=10$ ), la rigidez de los músculos en reposo fue menor que en los voluntarios control.

Tal como ya fue adelantado en el Capítulo I, los músculos de interés para este estudio son el recto anterior del cuádriceps, el bíceps femoral, el aductor largo y el gastrocnemio medial por ser los músculos más comúnmente lesionados en la práctica del fútbol.

Siguiendo un procedimiento similar al descrito por Miyamoto et al. (2021) y Alfurahi et al. (2017) cada músculo fue dividido en tercios respecto a su longitud. Cada tercio es calculado en base a repere anatómicos específicos y una vez determinados se marcan a nivel de piel (64,66). Posteriormente en cada nivel se realizaron las medidas en la zona histoarquitectural seleccionada como se mencionó previamente. A continuación, se describe para cada músculo la posición general del paciente, así como los repere anatómicos utilizados para la división en tercios. Se evalúa solamente la pierna dominante. En la tabla III se resume el protocolo preliminar para los cuatro músculos considerados.

**Recto anterior.** La posición clínica adoptada fue la del voluntario acostado en supino relajado. Se le indica que asuma una posición natural que es más reproducible durante un examen clínico de rutina antes que fijar ángulos específicos (67). Se observa esta posición adoptada en protocolo en la figura 13. Para este músculo se tomaron dos repere anatómicos: del superior, la espina ilíaca anteroinferior se topografió con ultrasonido; del reper inferior la línea intercondílea, de la que se realizaron medidas a 10 cm, 20 cm y 30 cm. Se realizaron mediciones del parénquima muscular situado adyacente a las uniones miotendinosas.



Figura 13. Posición clínica adoptada. Región anterior de muslo; marcas en la piel: indican distribución topográfica del recto anterior en sus porciones; superior, media e inferior.

### **Bíceps femoral: protocolo de medida**

La posición adoptada corresponde a un estiramiento pasivo, en decúbito prono con los pies fuera de la camilla (paciente en posición comfortable). Esta posición se puede observar en la figura 14.



Figura 14. Posición clínica adoptada. Región posterior de muslo, marcas en la piel: indican distribución topográfica del bíceps femoral en sus porciones; superior, media e inferior, a 10, 20, 30 centímetros respectivos de la tuberosidad isquiática.

La metodología utilizada es la misma que la ya descrita para el recto anterior. Se marca en la piel sus tercios superior, medio e inferior, región posterior del muslo, isquiotibiales, tomando como reper anatómico proximal (tuberosidad isquiática), y distal (línea intercondílea), en el hueco poplíteo. Se mide el músculo situado adyacente a las uniones miotendinosas.

**Aductor largo.** La posición adoptada es en decúbito supino, con abducción del músculo y ligera flexión de pierna. Tomamos como reper óseo la sínfisis del pubis, con lápiz dérmico se marca la medida en el músculo a 10 y 20 cm aproximadamente del pubis, dividiendo en tercios.



Figura 15. Posición clínica adoptada para evaluación clínica del músculo aductor largo.

**Gastrocnemio.** La posición clínica adoptada es en decúbito prono con la pierna extendida y pie fuera de la camilla. Reper anatómico interlínea articular interna de la rodilla y distalmente maléolo interno de tibia. Se traza en piel a 10 y 20 cm de la interlínea.



Figura 16. Posición clínica adoptada para evaluación clínica del músculo gastrocnemio.

|                |                                                      |             |              |
|----------------|------------------------------------------------------|-------------|--------------|
| Recto Anterior | Tercio Superior (a 10 cm de EIAI)                    | Medial      | Transversal  |
|                |                                                      |             | Longitudinal |
|                |                                                      | Lateral     | Transversal  |
|                |                                                      |             | Longitudinal |
|                | Tercio Medio (20 cm de EIAI)                         | Medial      | Transversal  |
|                |                                                      |             | Longitudinal |
|                |                                                      | Lateral     | Transversal  |
|                |                                                      |             | Longitudinal |
|                | Tercio Inferior (30 cn de EIAI)                      | Medial      | Transversal  |
|                |                                                      |             | Longitudinal |
|                |                                                      | Lateral     | Transversal  |
|                |                                                      |             | Longitudinal |
| Aductor Mayor  | Tercio Superior (a 10 y 20 cm de Sínfisis del Pubis) |             | Transversal  |
|                |                                                      |             | Longitudinal |
|                | Tercio Medio                                         | Superficial | Transversal  |
|                |                                                      |             | Longitudinal |
|                |                                                      |             | Profundo     |

|                     |                                                          |              |              |
|---------------------|----------------------------------------------------------|--------------|--------------|
|                     |                                                          |              | Longitudinal |
|                     | Tercio Inferior                                          |              | Transversal  |
|                     |                                                          |              | Longitudinal |
| Bíceps Femoral      | Tercio Superior (a 10,20,30 cm de Tuberosidad Izquierda) |              | Transversal  |
|                     |                                                          |              | Longitudinal |
|                     | Tercio Medio                                             | Superficial  | Transversal  |
|                     |                                                          |              | Longitudinal |
|                     |                                                          | Profundo     | Transversal  |
|                     |                                                          |              | Longitudinal |
|                     | Tercio Inferior                                          | Cabeza Corta | Transversal  |
|                     |                                                          |              | Longitudinal |
|                     |                                                          | Cabeza Larga | Transversal  |
|                     |                                                          |              | Longitudinal |
| Gastrocnemio Medial | Tercio Superior (a 10 y 20 cm de Interlinea art.)        |              | Transversal  |
|                     |                                                          |              | Longitudinal |
|                     | Tercio Medio                                             |              | Transversal  |
|                     |                                                          |              | Longitudinal |
|                     | Tercio Inferior                                          |              | Transversal  |
|                     |                                                          |              | Longitudinal |

Tabla 2. Protocolo plan Piloto 1.

## 16. Puesta a punto del protocolo

Se realiza un primer ensayo del protocolo completo en dos voluntarios sanos. Como resultado de esta prueba se obtuvo que el protocolo en los cuatro músculos era impracticable debido a su duración: más de 2 h, por lo que se decidió restringirlo solamente a los músculos recto anterior y bíceps femoral ya que son los músculos que más comúnmente se lesionan (54). Se descartó trabajar con el gastrocnemio debido a que suele lesionarse en personas mayores de 40 años (criterio de inclusión voluntarios sanos entre 18 y 40 años ver capítulo IV). El aductor largo presenta a su vez dificultad debido a su profundidad y

posicionamiento del paciente. Una vez determinado esto, se realizaron dos experimentos pilotos (plan piloto 1 y plan piloto 2) con un único voluntario sano (sin actividad física ni hidratación previas) con el fin de evaluar y ajustar parámetros en lo que respecta a cantidad, localización y tiempo de las medidas.

### **Plan piloto 1**

Este primer plan se elaboró con el objetivo de afinar aún más el tiempo insumido en la aplicación del protocolo. Se midieron el recto anterior del cuádriceps y bíceps femoral tal cómo se estableció en el protocolo.

Sobre cada sitio de medida se tomaron un total de diez mediciones para evaluar la repetibilidad de la medida. El valor final de elasticidad para cada lugar de medida se expresa como el promedio de esas seis mediciones. Todas las medidas se realizaron retirando el transductor y volviendo a posicionarlo en el mismo lugar de la medida anterior.

Tres observadores de diferentes niveles de experiencia realizaron una primera prueba del protocolo, realizando medidas en las diferentes regiones del músculo recto anterior. Debido al largo tiempo insumido, se repite el experimento a las veinticuatro horas con dos observadores para el músculo bíceps femoral sobre el mismo voluntario.

Se consensuó que el tiempo de cada sesión diaria no sobrepasase los 20 minutos, compatible con la práctica clínica en una policlínica de partes blandas o en una atención puntual en una consulta de emergencia. En particular, se analizó la confiabilidad de las medidas de rigidez intra e inter-operador.

**Resultados del Plan Piloto 1.** En esta fase de estandarización y estructuración del protocolo elaborado, se estudiaron los resultados en cuanto a similitud, reproducibilidad, variabilidad biológica del hecho observado (considerando las variantes anatómicas y las interfases de tejido músculo esquelético, que hace que sea más complejo que otros sistemas a los cuales se aplica la elastografía como hígado, tiroides o mama), las introducidas por el propio observador, y las derivadas del muestreo de test y manejo técnico. Estos resultados se analizaron y se presentan los correspondientes al tercio medio del recto anterior, a modo de ejemplo.

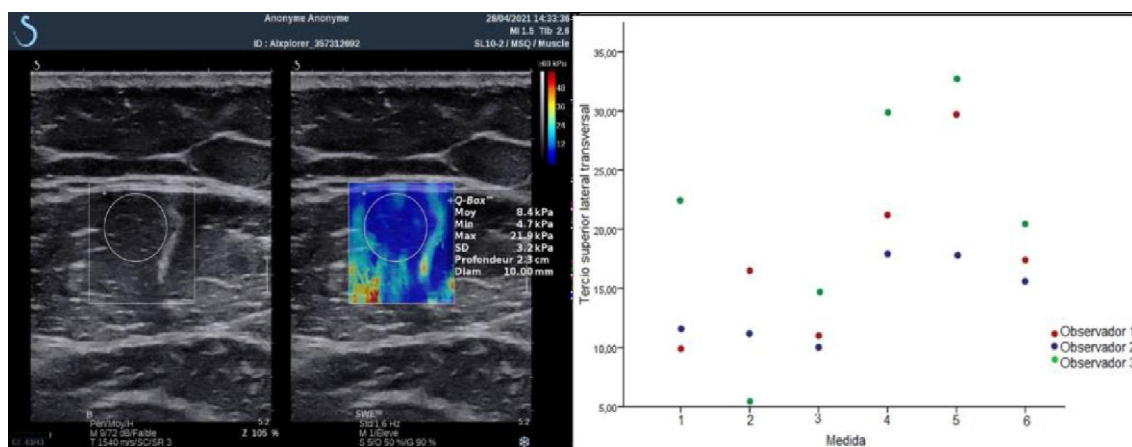


Figura 17. Izquierda, ejemplo de imagen de corte transversal en tercio medio de músculo recto anterior en modo B y SWE. A la derecha la gráfica con los resultados obtenidos por distintos observadores en dicha localización.

Del plan piloto 1, de las muestras recolectadas del músculo recto anterior, los tres observadores obtuvieron los datos que se resumen en la tabla.

| Recto anterior                       | Observador 1 | Observador 2  | Observador 3  |
|--------------------------------------|--------------|---------------|---------------|
|                                      |              |               |               |
| Tercio superior medial transversal   | 10,6 +/- 6,5 | 14,9 +/- 11,8 | 14,4 +/- 11,3 |
| Tercio superior medial longitudinal  | 14,9 +/- 4,6 | 29,8 +/- 8,7  | 23,6 +/- 11,9 |
| Tercio superior lateral transversal  | 17,6 +/- 6,2 | 13,9 +/- 10,7 | 21,2 +/- 5,7  |
| Tercio superior lateral longitudinal | 20,4 +/- 5,9 | 26,1 +/- 11,8 | 26,6 +/- 13,4 |
| Tercio medio medial transversal      | 10,9 +/- 4,2 | 11,9 +/- 3,7  | 10,9 +/- 4,8  |

|                                      |              |              |              |
|--------------------------------------|--------------|--------------|--------------|
| Tercio medio medial longitudinal     | 10,9 +/- 2,9 | 15,1 +/- 5,0 | 18,9 +/- 8,5 |
| Tercio medio lateral transversal     | 11,3 +/- 5,0 | 14,2 +/- 6,3 | 17,2 +/- 6,7 |
| Tercio medio lateral longitudinal    | 13,4 +/- 4,9 | 21,9 +/- 6,9 | 19,7 +/- 5,2 |
| Tercio inferior medial transversal   | 10,3 +/- 4,8 | 13,3 +/- 4,2 | 16,0 +/- 7,4 |
| Tercio inferior medial longitudinal  | 12,6 +/- 4,0 | 11,7 +/- 2,5 | 13,4 +/- 4,1 |
| Tercio inferior lateral transversal  | -----        | 11,9 +/- 3,9 | 13,9 +/- 4,1 |
| Tercio inferior lateral longitudinal | -----        | 11,8 +/- 3,2 | 16,4 +/- 5,5 |

*Tabla 3. La media +/- desvío estándar para cada observador de los tres tercios del recto anterior en sus sectores medial y lateral, en sentido longitudinal y transversal*

Para el músculo bíceps femoral, dos observadores obtuvieron los datos que se muestran en la Tabla 4:

| <b>Bíceps femoral</b>                |  | <b>Observador 1</b> | <b>Observador 2</b> |
|--------------------------------------|--|---------------------|---------------------|
| Tercio superior medial transversal   |  | 28,8 +/- 8,6        | 21,6 +/- 6,6        |
| Tercio superior medial longitudinal  |  | 10,6 +/- 2,4        | 13,3 +/- 4,9        |
| Tercio superior lateral transversal  |  | 12,9 +/- 3,4        | 20,9 +/- 9,3        |
| Tercio superior lateral longitudinal |  | 9,6 +/- 2,2         | 11,1 +/- 3,6        |

|                                           |               |               |
|-------------------------------------------|---------------|---------------|
| Tercio medio superficial transversal      | 25,0 +/- 10,3 | 25,7 +/- 8,9  |
| Tercio medio superficial longitudinal     | 10,4 +/- 1,6  | 11,6 +/- 1,5  |
| Tercio medio profundo transversal         | 24,2 +/- 14,0 | 44,5 +/- 18,5 |
| Tercio medio profundo longitudinal        | 11,8 +/- 3,5  | 13,5 +/- 3,6  |
| Tercio inferior cabeza corta transversal  | 8,7 +/- 4,2   | 14,8 +/- 10,0 |
| Tercio inferior cabeza corta longitudinal | 25,0 +/- 4,5  | 28,0 +/- 5,8  |
| Tercio inferior cabeza larga transversal  | 8,7 +/- 5,6   | 17,1 +/- 12,7 |
| Tercio inferior cabeza larga longitudinal | 14,8 +/- 4,1  | 21,1 +/- 5,2  |

*Tabla 4. La media +/- desvío estándar para cada observador de los tres tercios del bíceps femoral en sus sectores medial y lateral, en sentido longitudinal y transversal.*

### **Conclusiones del Plan Piloto 1**

De los resultados obtenidos se desprende que algunos valores medidos por los observadores tenían importantes variaciones. Para recto anterior se obtuvieron los mejores resultados de repetibilidad en sus sectores tercio medio medial transversal, tercio inferior medial transversal y tercio inferior medial longitudinal. Se desprende, además, que en general, el observador de mayor experiencia, obtuvo los valores más bajos de elasticidad. El segundo observador en el momento de adquirir las imágenes utiliza mayor ganancia global del equipo, quedando la imagen con más brillo.

Para el sector muscular tercio superior medial longitudinal se obtuvieron valores muy dispares de repetitividad interobservador.

En las imágenes se observan ejemplos de lo expresado.

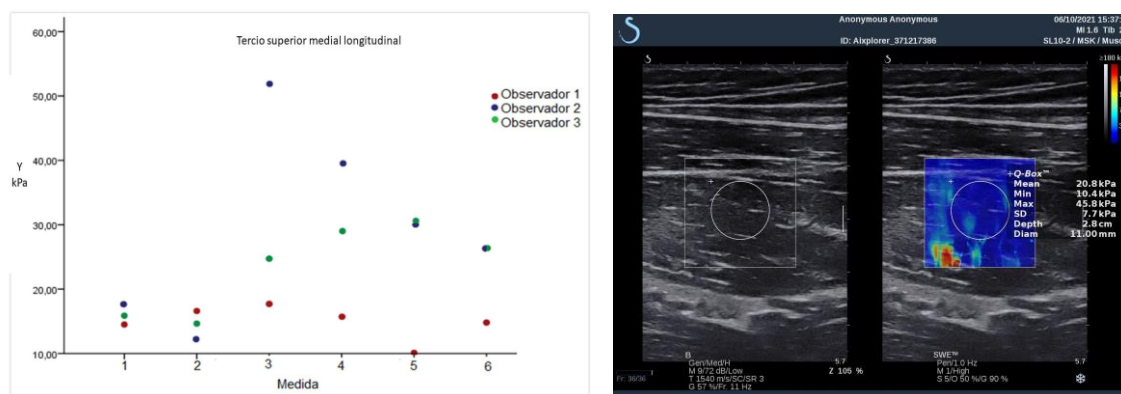


Imagen 18. Sector superior medial longitudinal del recto anterior: se obtuvieron los valores más dispares de repetitividad interobservador. A la izquierda representación gráfica de los valores de rigidez de los tres observadores. A la derecha imagen modo B y SWE de dicho sector del músculo.

En la literatura se indica que los mejores resultados se obtienen con cortes longitudinales (29). Sin embargo, aquí se podría explicar los malos resultados obtenidos debido a la complejidad de la región: en el sector postero-interno se encuentra el pedículo vasculo nervioso del miembro inferior, por lo que la arteria femoral produce pulsaciones que podría interferir en las ondas de cizalla.

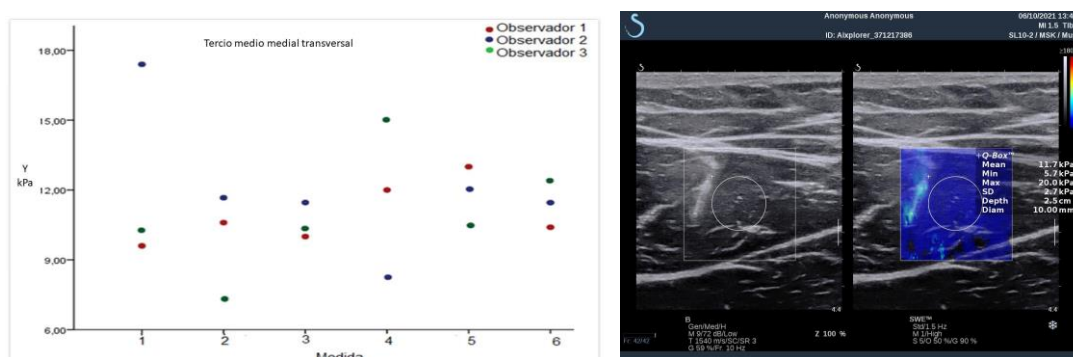


Imagen 19. Sector tercio medio medial transversal del recto anterior: se obtuvo la mejor repetitividad interobservador. A la izquierda la representación gráfica de los valores de rigidez obtenidos de este sector para los tres observadores. A la derecha: imagen modo B y SWE para el mismo sector muscular.

Para el músculo bíceps femoral los mejores valores de repetitividad para elasticidad se obtuvieron en su tercio medio superficial longitudinal, mientras que los valores con mayor variabilidad se observaron para el tercio medio profundo transversal.

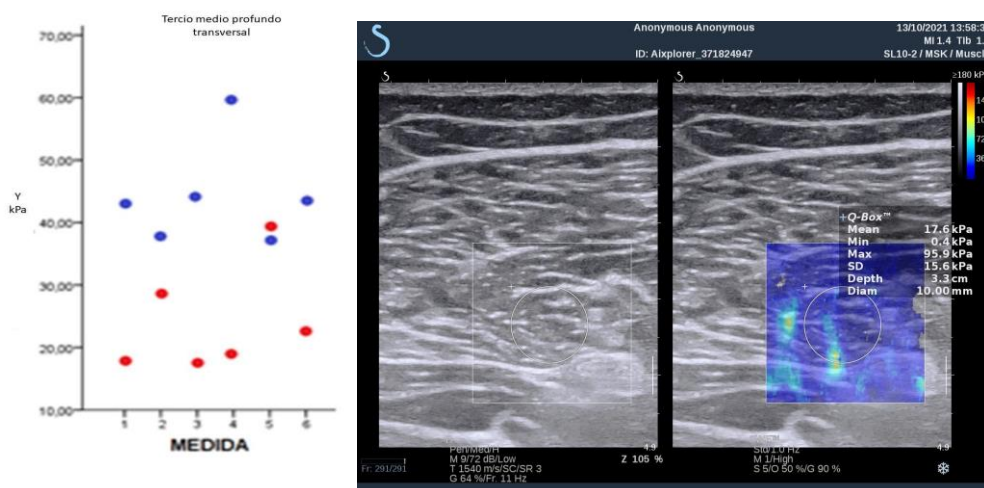


Imagen 20. Bíceps femoral. Sector tercio medio profundo transversal: se obtuvieron los valores de mayor variabilidad para repetitividad interobservador. A la izquierda representación gráfica de los valores de rigidez para los dos observadores. A la derecha imagen modo B y SWE de dicho sector del músculo.

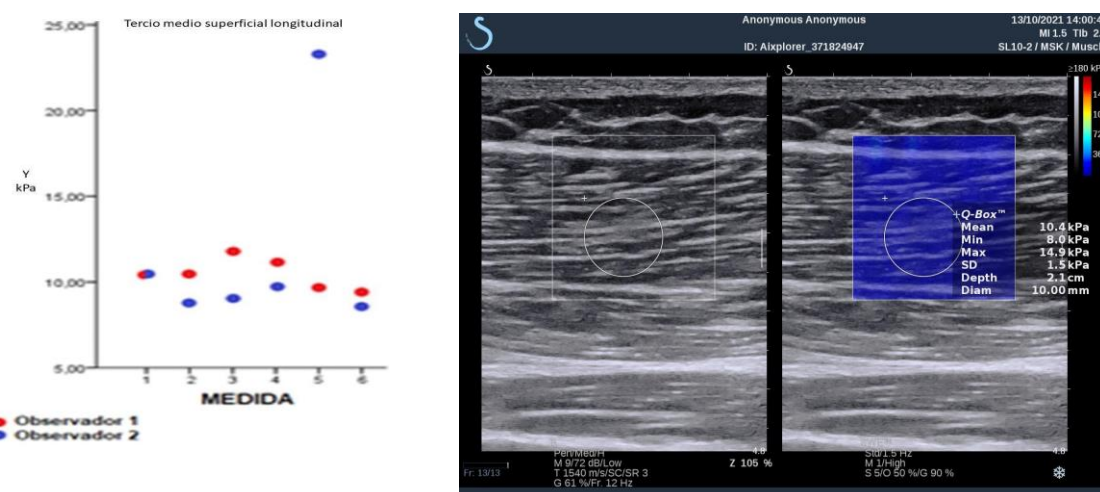


Imagen 21. Bíceps femoral. Tercio medio superficial longitudinal. A la izquierda representación gráfica para dos observadores. Derecha: imagen en modo B y SWE para el mismo sector muscular.

Se analizó a partir de las imágenes qué factores hacen que algunos valores no coincidieran, mientras que otros eran muy similares, tanto para el mismo observador como para observadores diferentes.

De este análisis preliminar de las medidas, cotejando con las imágenes en modo B y SWE surge que entre los factores que influyen negativamente en la heterogeneidad de los valores obtenidos se debe considerar:

- 1) Si en el ROI se encuentra un sector con un píxel sin color o el box no se colorea, hace que el valor mínimo de la escala se acerque a cero, por lo que va a contribuir a que los valores de máximo y mínimo se alejen, en el promedio, dando como resultado un desvío estándar alto.
- 2) Acercar el ROI a una estructura como el tendón central del tercio proximal o de la aponeurosis (estructuras rígidas), podría hacer que el valor máximo también se aleje.
- 3) Al realizar los cortes longitudinales se debe cuidar la continuidad de las fibras musculares dado que, si no se logra un corte de las fibras en paralelo, podría generar en la imagen un artefacto saturando el color en dicha zona, contribuyendo negativamente en las medidas.
- 4) Otro factor a tener en cuenta es la imagen en modo B. Si el ROI se coloca en una zona con anisotropía genera menor reflexión de la onda de US y por tanto no se puede seguir con facilidad la onda de cizalla, por lo que se tendrían mediciones con valores mínimos más pequeños.
- 5) Las medidas se deben realizar en la parte superficial del músculo, idealmente no debe superar los 3-4 cm ya que se atenúa la transmisión de las ondas de cizalla a medida que se profundiza en el tejido de partes blandas. (68)

En la figura N° 22 se observa que el tercio superior medial transversal del recto anterior ubicado más profundamente de todos sus sectores y por debajo del músculo sartorio, contiene mayor cantidad de tejido celular subcutáneo. Además, la cara anterior de dicho músculo junto con la aponeurosis superficial adquiere una disposición oblicua. (66)

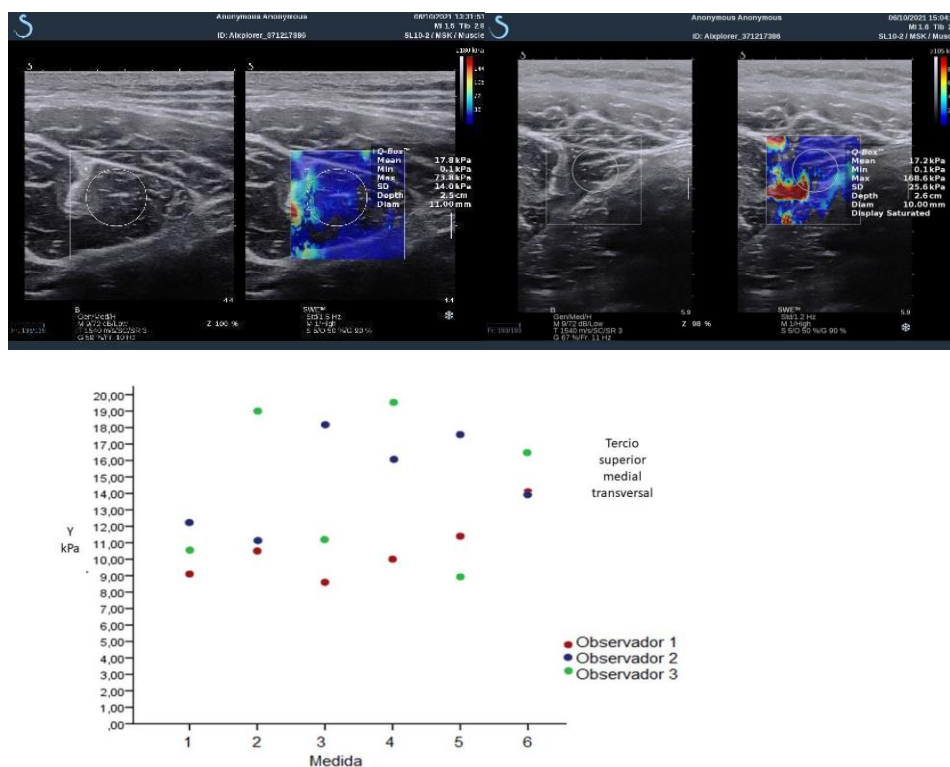


Figura 22. Recto anterior, tercio superior medial transversal. Imágenes de SWE con valores graficados, donde observamos lo referido en los puntos 1 y 2 (pixel sin colorear y ROI cerca de estructura rígida, tendón central), lo que hace que la muestra sea heterogénea, determinando que haya variaciones en las medidas inter observador.

## Plan piloto 2

En el segundo estudio experimental se incorporaron las observaciones del primero y se ajustaron los posibles factores que contribuyen a la heterogeneidad de las medidas obtenidas y por ende a la variabilidad de los resultados finales.

Dos observadores trabajaron luego de un mes del primer plan piloto con el mismo voluntario sin actividad física previa, en un ambiente tranquilo y templado.

Debido a la anatomía del músculo recto anterior que en su tercio superior tiene mayor volumen (más de 2 cm de profundidad) se ajustó a modo penetración el equipo, por lo que hubo que esperar unos segundos (alrededor de tres) para que la caja de elastografía se coloreara homogéneamente. Los valores de SWE se expresaron en unidades de presión (kPa).

**Resultados del Plan Piloto 2.** Para el plan piloto 2 los primeros resultados indicaron que no existieron diferencias significativas entre los dos observadores, los intervalos de confianza se solapan para todas las zonas medidas. Se tuvo en cuenta las medidas tomadas de media y de desvío estándar. Con estos datos sólo fue posible calcular diferencias entre observadores y no cálculos de fiabilidad ya que se trató de un único voluntario.

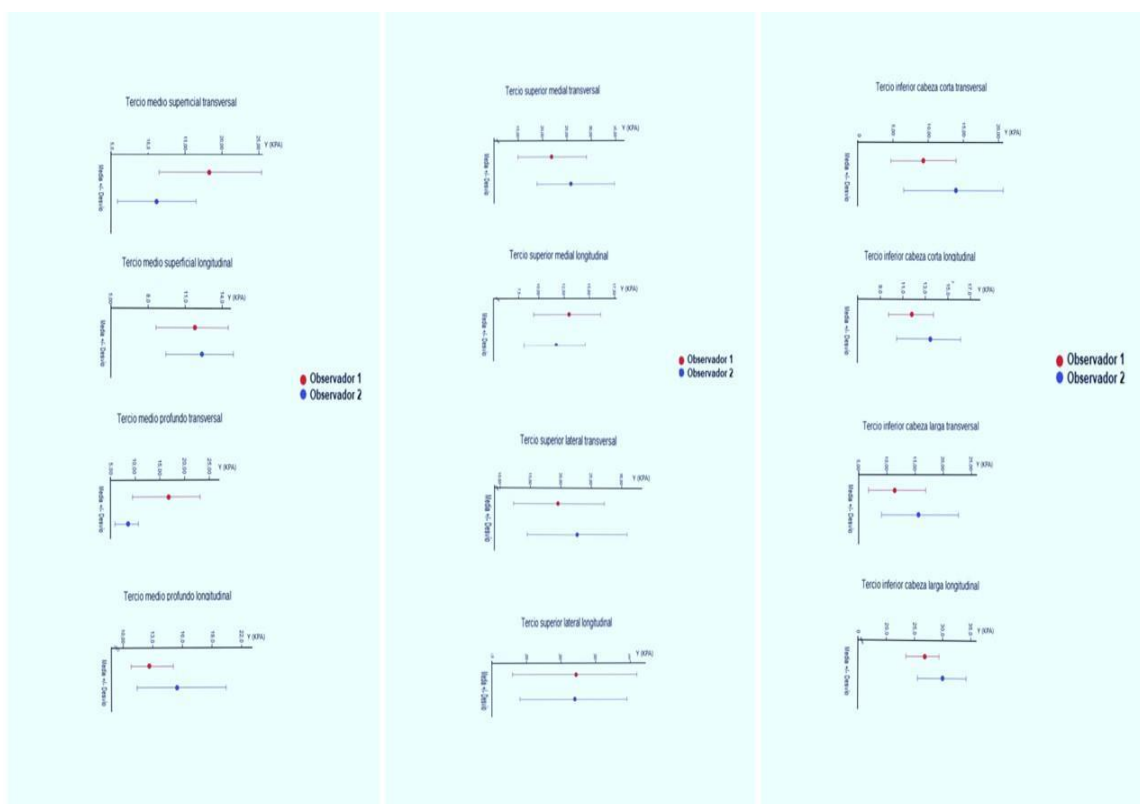


FIGURA 23. Resultados obtenidos por dos observadores (en rojo y azul) para bíceps, tercios longitudinal y transversal. Los valores graficados, son los valores graficados, son los promedios para cada observador, para las 6 medidas tomadas por cada tercio del músculo.

### Conclusiones Plan Piloto 2

Se puede concluir que los mejores resultados interobservador se obtienen en el sentido longitudinal del músculo. Se puede pensar que los resultados inter e intra observador se deben no solamente a parámetros técnicos sino también a las

propiedades intrínsecas y complejidades anatómicas propias del músculo esquelético, así como el nivel de profundidad del mismo.

## **Capítulo IV: Evaluación del protocolo en voluntarios sanos**

En esta etapa se aplicó la misma metodología de los planes anteriores: posición de los voluntarios; repères anatómicos; divisiones del músculo en tercios con marcas en piel; posición de la sonda; tamaño posicionamiento y profundidad del Q-box y caja de elastografía; repeticiones de las medidas (6 por cada sector muscular en direcciones perpendicular y transversal a las fibras). Las medidas fueron realizadas por dos observadores con distinto nivel de experiencia en ecografía MSK.

### **17. Universo y muestra**

El universo son todos los voluntarios que cumplen con los criterios de inclusión y exclusión que se indican. Los criterios tomados en cuenta para esta selección fueron los siguientes:

- Inclusión: edad mayor a 18 años y menor a 40 años; voluntarios sanos de ambos sexos.
- Exclusión: índice de masa corporal mayor a 25 y/o presencia de patologías neuromusculares.

De estos voluntarios se tomó una muestra por conveniencia de quince voluntarios, de los cuales unos eran becarios de la Facultad de Ciencias y otros, estudiantes de posgrado de primer y segundo año del DCI del Hospital Universitario. Si bien dichos voluntarios cumplían con los criterios establecidos, era una muestra bastante heterogénea en cuanto a su biotipo y actividad física, (unos practicaban deportes regularmente y otros eran más bien sedentarios). El tiempo total utilizado para completar el protocolo fue del entorno de los 45 minutos por examinador.

De los quince voluntarios sanos, trece son varones y dos mujeres; la edad promedio fue de 26 años, altura promedio de 1,78 m y una masa de 72 kg (IMC promedio igual a 22,7). Se realizaron en una única sesión 6 mediciones en 12

sectores del bíceps femoral y 10 sectores del recto anterior del cuádriceps, en cortes transversales y longitudinales, en cada voluntario.

## **18. Consideraciones Éticas**

El proyecto descrito se planificó y realizó bajo los principios bioéticos de la investigación en seres humanos, expresados en la declaración de Helsinki del año 2000 y de acuerdo con la Declaración Universal de bioética y derechos humanos. Asimismo, se tuvo en cuenta el Decreto Nacional N° 118/019 de 2019 que regula la experimentación en seres humanos.

El estudio contó con la aprobación del Comité de Ética del Hospital de Clínicas (FMV\_1\_2019\_1\_15527). Los voluntarios sanos que se evaluaron firmaron un documento de consentimiento informado. El mismo fue presentado, discutido y solicitado solamente por el investigador principal y/o delegado alterno, en una entrevista personalizada donde se explicaron los posibles riesgos, inconvenientes y molestias derivadas de este estudio. Se entregó copia impresa del consentimiento informado para que lo analizara detenidamente y realizara todas las preguntas necesarias para la toma de una decisión responsablemente meditada, mientras que el original se guardó en el centro de estudio. Ningún voluntario recibió compensación económica por la participación en la investigación. Por último, se garantizó la preservación de la confidencialidad de toda la información.

## **19. Análisis Estadístico**

Se realizaron 6 medidas sobre cada una de las porciones musculares (12 en recto anterior y 10 en bíceps femoral), en 15 voluntarios sanos. Para la descripción de las características elásticas de los músculos se calculó la media para cada paciente y sector muscular, luego la media y desvío estándar de los valores promedio de los 15 individuos.

Se evaluó la confiabilidad intra-sesión utilizando el coeficiente de variación expresado en porcentaje (CV%) y el error estándar de la media (SEM por su sigla en inglés Standard error of the mean). Para evaluar la concordancia entre observadores, el primer paso es ver si las medidas obtenidas por los dos observadores están correlacionadas. Para eso se trabajó con el promedio

obtenido (de las 6 observaciones) por cada uno de los observadores en cada uno de los 22 sectores musculares, en cada uno de los 15 voluntarios (22x15 registros para cada observador). La concordancia entre observadores se evaluó utilizando el coeficiente de correlación intraclase (Intra Class Correlation - ICC (2,1), acuerdo absoluto) y gráfico de Bland Altman. Un valor de CV% < 5% y SEM alejado del 1 se consideran buenos resultados.

## 20. Resultados

### Descripción de las características elásticas de los músculos bajo estudio

Las tablas muestran el valor promedio de las medias de esas mediciones, su desvío estándar y el error estándar de la medida (SEM) (tabla).

**Tabla 5. Elasticidad para las diferentes porciones del bíceps femoral**

| Músculo y sección                |               |                | Min | Max  | Elasticidad media (kPa) | Error estándar | Desvío estándar (kPa) |
|----------------------------------|---------------|----------------|-----|------|-------------------------|----------------|-----------------------|
| <b>Bíceps Femoral</b>            |               |                |     |      |                         |                |                       |
| <b>1/3 sup transversal</b>       | <b>medial</b> |                | 5.7 | 43.7 | 22.7                    | 0.63           | 8.39                  |
| <b>1/3 sup longitudinal</b>      | <b>medial</b> |                | 6.9 | 32.9 | 16.5                    | 0.31           | 4.18                  |
| <b>1/3 sup lat transversal</b>   |               |                | 6.2 | 35.7 | 14.7                    | 0.41           | 5.52                  |
| <b>1/3 sup lat longitudinal</b>  |               |                | 6.0 | 25.4 | 11.3                    | 0.24           | 3.17                  |
| <b>1/3 Transv.</b>               | <b>medio</b>  | <b>superf.</b> | 3.9 | 25.5 | 9.1                     | 0.35           | 4.75                  |
| <b>1/3 medio superf. Longit.</b> |               |                | 6.4 | 17.1 | 11.2                    | 0.18           | 2.38                  |
| <b>1/3 medio prof. Transv.</b>   |               |                | 5.3 | 41   | 12.9                    | 0.64           | 8.52                  |

|                                  |     |      |      |      |      |
|----------------------------------|-----|------|------|------|------|
| <b>1/3 medio prof. Longit.</b>   | 8.5 | 26.7 | 15.7 | 0.29 | 3.92 |
| <b>1/3 inf. C.larga transv.</b>  | 4.0 | 39.8 | 9.6  | 0.52 | 6.95 |
| <b>1/3 inf. C. larga longit.</b> | 6.3 | 29.9 | 13.0 | 0.31 | 4.20 |
| <b>1/3 inf. C.corta transv.</b>  | 4.2 | 30   | 11.8 | 0.34 | 4.63 |
| <b>1/3 inf. C.corta longit.</b>  | 7.9 | 40.2 | 26.4 | 0.42 | 5.69 |

**Tabla 6. Elasticidad para las diferentes porciones del recto anterior.**

| <b>Músculo y sección</b>          |                |  | <b>Min</b> | <b>Max</b> | <b>Elasticidad media (kPa)</b> | <b>Error estándar</b> | <b>Desvío estándar (kPa)</b> |
|-----------------------------------|----------------|--|------------|------------|--------------------------------|-----------------------|------------------------------|
| <b>Recto Anterior</b>             |                |  |            |            |                                |                       |                              |
| <b>1/3 sup transversal</b>        | <b>medial</b>  |  | 7.2        | 38         | 17.8                           | 0.49                  | 6.56                         |
| <b>1/3 sup longitudinal</b>       | <b>medial</b>  |  | 4.5        | 27.8       | 12.4                           | 0.34                  | 4.57                         |
| <b>1/3 sup transversal</b>        | <b>lateral</b> |  | 9.2        | 37.7       | 20.8                           | 0.51                  | 6.88                         |
| <b>1/3 sup lateral long</b>       |                |  | 4.6        | 32.7       | 13.3                           | 0.35                  | 4.64                         |
| <b>1/3 medio medial Transv.</b>   |                |  | 6.4        | 24.7       | 12.7                           | 0.29                  | 3.89                         |
| <b>1/3 medio medial long</b>      |                |  | 4.8        | 25.5       | 13.4                           | 0.35                  | 4.69                         |
| <b>1/3 medio lateral trans</b>    |                |  | 7.0        | 34         | 14.0                           | 0.38                  | 5.13                         |
| <b>1/3 medio lateral. Longit.</b> |                |  | 3.5        | 39.4       | 21.2                           | 0.49                  | 6.53                         |

|                                |     |      |      |      |      |
|--------------------------------|-----|------|------|------|------|
| <b>1/3 inf. I transversal.</b> | 7.7 | 24.2 | 12.8 | 0.22 | 2.90 |
| <b>1/3 inf. Longitudinal</b>   | 5.7 | 43.7 | 22.7 | 0.63 | 8.39 |

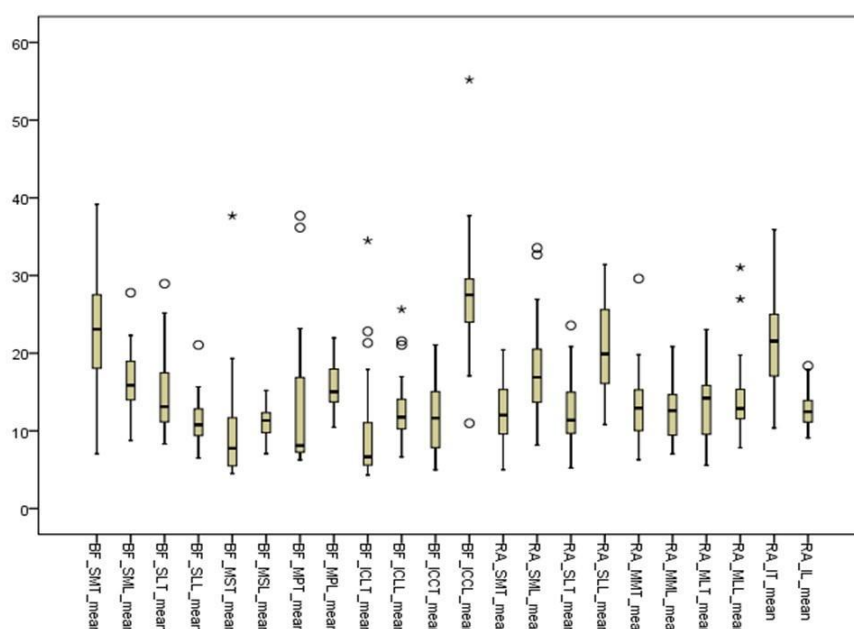


Figura 24. Boxplots obtenidos a partir de la Tabla 1 y 2.

En el gráfico se identifican algunos valores atípicos representados por círculos y valores atípicos extremos representados por asteriscos.

### Repetitividad

Para cada sector muscular se calculó el SEM y CV expresado en porcentaje. Los resultados obtenidos se muestran en la Tabla III.

**Tabla 7. SEM y CV (%) para las diferentes porciones del bíceps femoral y recto anterior**

| Músculo | Sector | SEM   |     |
|---------|--------|-------|-----|
|         |        | (kPa) | CV% |

|                   |                                |      |     |
|-------------------|--------------------------------|------|-----|
| Bíceps<br>femoral | Tercio sup medial transversal  | 1.10 | 4.8 |
|                   | Tercio sup medial longitudinal | 0.57 | 3.5 |
|                   | Tercio sup lat transv          | 0.89 | 6.0 |
|                   | Tercio sup lat longit          | 0.53 | 4.7 |
|                   | Tercio medio superf Transv     | 0.60 | 6.0 |
|                   | Tercio medio superf Longit     | 0.32 | 2.8 |
|                   | Tercio medio prof Transv       | 0.82 | 6.4 |
|                   | Tercio medio prof Longit       | 0.85 | 5.4 |
|                   | Tercio inf Clarga transv       | 0.52 | 5.5 |
|                   | Tercio inf C larga longit      | 0.45 | 3.5 |
|                   | Tercio inf Ccorta transv       | 0.75 | 6.4 |
|                   | Tercio inf Ccorta longit       | 0.71 | 2.6 |
| Recto<br>anterior | Tercio sup medial transversal  | 0.85 | 6.9 |
|                   | Tercio sup medial longitudinal | 0.96 | 5.4 |
|                   | Tercio sup lateral transver    | 0.89 | 7.2 |
|                   | Tercio sup lateral long        | 1.09 | 5.2 |

|                     |       |         |      |     |
|---------------------|-------|---------|------|-----|
| Tercio              | medio | medial  |      |     |
| Transv              |       |         | 0.68 | 5.1 |
| Tercio              | medio | medial  |      |     |
| long                |       |         | 0.45 | 3.5 |
| Tercio              | medio | lateral |      |     |
| trans               |       |         | 0.66 | 4.9 |
| Tercio              | medio | lateral |      |     |
| Longit              |       |         | 0.56 | 4.0 |
| Tercio inf I transv |       |         | 0.94 | 4.4 |
| Tercio inf I transv |       |         | 0.52 | 4.1 |

### Reproducibilidad

Se evaluó la concordancia entre observadores. Para ello se calculó el coeficiente de correlación intraclase para la comparación de los observadores. Los valores obtenidos con el ICC pueden oscilar entre 0 (ausencia de concordancia) y 1 (concordancia absoluta). Valores de ICC menores a 0.5 muestran pobre confiabilidad, de 0,5 a 0,75 moderada, de 0,75 a 0,9 buena y mayores a 0,9 excelente. El valor global (considerando las medidas de todos los sectores musculares) fue de ICC fue 0.821 (IC 95% (0.774; 0.858) indicando una buena concordancia entre observadores. En la Tabla III se presentan los ICCs obtenidos para cada sector muscular donde el el valor p refiere al contraste de hipótesis en el que la hipótesis nula es que el ICC es igual a cero, o sea la ausencia total de concordancia (62).

**Tabla 8. Coeficiente de correlación intraclase (ICC), para la comparación de los observadores, para cada sector muscular.**

| Músculo        | Sector |       |                | ICC  | Intervalo de confianza 95% |                  | Valor p |
|----------------|--------|-------|----------------|------|----------------------------|------------------|---------|
|                |        |       |                |      | Extremo inferior           | Extremo superior |         |
| Bíceps femoral | Tercio | sup   | medial         | .432 | -.723                      | .811             | .156    |
|                | Tercio | sup   | medial         | .530 | -.227                      | .834             | .065    |
|                | Tercio | sup   | lat transv     | .349 | -1.136                     | .788             | .229    |
|                | Tercio | sup   | lat longit     | .252 | -1.406                     | .755             | .305    |
|                | Tercio | medio | superf         | .737 | .233                       | .911             | .004*   |
|                | Tercio | medio | superf         | .485 | -.274                      | .814             | .078    |
|                | Tercio | medio | prof Transv    | .948 | .843                       | .982             | .000*   |
|                | Tercio | medio | prof Longit    | .565 | -.195                      | .852             | .014*   |
|                | Tercio | inf   | Clarga transv  | .805 | .419                       | .935             | .002*   |
|                | Tercio | inf   | C larga longit | .183 | -1.694                     | .735             | .362    |
|                | Tercio | inf   | Ccorta transv  | .520 | -.517                      | .842             | .101    |
|                | Tercio | inf   | Ccorta longit  | .473 | -.263                      | .807             | .071    |
|                | Tercio | sup   | medial         | .830 | .489                       | .943             | .000*   |

|                   |                         |       |         |      |       |      |       |
|-------------------|-------------------------|-------|---------|------|-------|------|-------|
| Recto<br>anterior | Tercio longitudinal     | sup   | medial  | .862 | .587  | .954 | .000* |
|                   | Tercio transver         | sup   | lateral | .644 | -.112 | .882 | .037* |
|                   | Tercio sup lateral long |       |         | .782 | .348  | .927 | .004* |
|                   | Tercio Transv           | medio | medial  | .500 | -.389 | .828 | .096  |
|                   | Tercio long             | medio | medial  | .646 | .040  | .877 | .018* |
|                   | Tercio trans            | medio | lateral | .593 | -.180 | .865 | .010* |
|                   | Tercio Longit           | medio | lateral | .855 | .556  | .952 | .000* |
|                   | Tercio inf l transv     |       |         | .716 | -.185 | .919 | .000* |
|                   | Tercio inf l transv     |       |         | .555 | -.171 | .848 | .046* |

Para evaluar si la variabilidad es mayor en los sectores musculares con valores medios de elasticidad mayores, se construyó gráfico de Bland Altman graficando la diferencia entre cada medición realizada con relación a su promedio (Figura 25). En este gráfico se observa que esos pares de valores quedan agrupados fundamentalmente alrededor de la línea de "0" y entre los dos horizontales que marcan los límites aceptables ( $\pm 2$  DS) por lo que puede decirse que existe un buen acuerdo en las mediciones. También se observa que la discordancia entre observadores es mayor cuanto más rígido es el sector muscular sobre el cual se está realizando la medida.

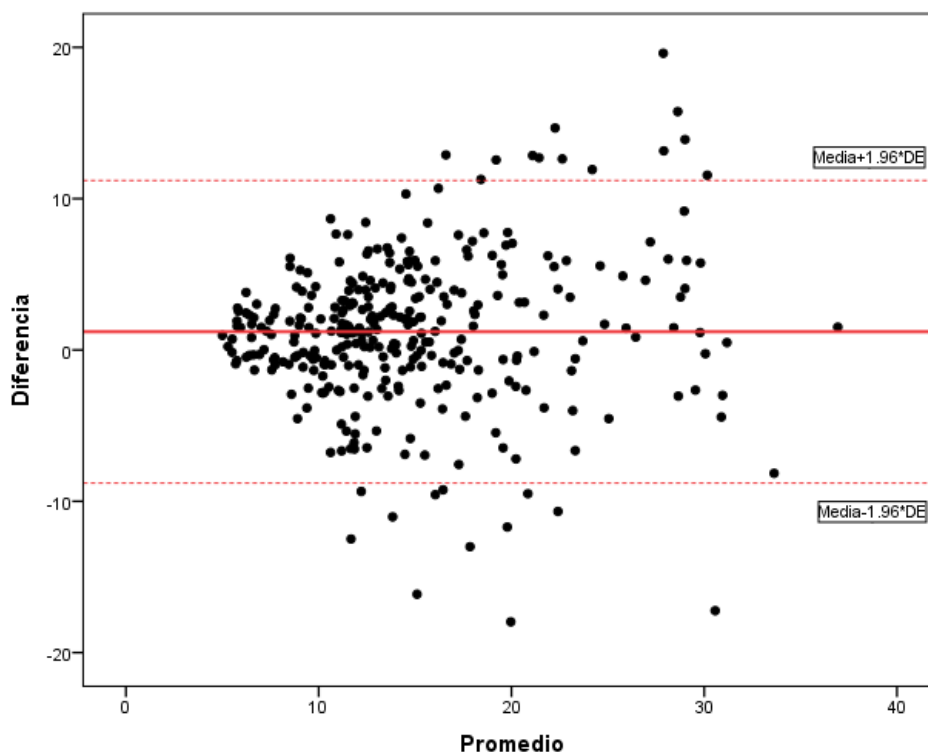


Figura 25. Gráfico de Bland Altman (observadores 1 y 2), Media 1.0, DE 5.0- Se tomó primero menos segundo.

## 21. Discusión

El principal objetivo de este trabajo fue desarrollar un protocolo clínico de medida de SWE para músculos de miembros inferiores y evaluar su repetibilidad y reproducibilidad en voluntarios sanos. A diferencia de los trabajos que existen en la literatura, en esta tesis se estudiaron los músculos bíceps femoral y recto anterior en sus tres tercios (proximal, medio y distal) en cortes longitudinales y transversales y se eligieron específicamente aquellos sectores histoarquitecturales dentro del músculo que se lesionan con mayor frecuencia. En la literatura se encuentran estudios realizados en músculos que suelen sufrir alteraciones por enfermedades neuromusculares (Lacourpaille) (17); en otros no se tuvo en cuenta la histoarquitectura o se realizaron medidas en el cuerpo muscular, en un sentido paralelo a las fibras (Dubois, Miyamoto) (29,65). El músculo es altamente anisotrópico por lo cual la velocidad de la onda de corte depende de la orientación relativa de la sonda a las fibras musculares (Gennisson et al., 2010) (69), por lo que en este estudio se consideraron estas particularidades.

Del análisis de los datos obtenidos se puede decir:

**Elasticidad.** A partir de las Tablas 1 y 2 se desprende que los valores de elasticidad de los sectores musculares son muy variables. Uno de los factores que podría haber incidido en esta variabilidad son los parámetros fisiológicos (edad, peso, altura), de los voluntarios sanos y especialmente la preparación física que era muy diversa, además de que se incluyeron en la muestra ambos sexos. Si bien algunos estudios no han encontrado correlación entre el módulo de corte y los parámetros fisiológicos (Aubry et al., 2013 (70) ), Dubois (2016), sí observó correlaciones entre el IMC y la rigidez del músculo bíceps femoral (65). También sugirió que las diferencias en sus resultados respecto a los de Lacourpaille podrían deberse a diferencias en los deportes practicados en las poblaciones e incluso al grado de infiltración muscular diferente en las poblaciones estudiadas.

Otro hecho que se desprende de las Tablas 1 y 2 es que los cortes transversales presentan un mayor error estándar respecto a los cortes en el plano longitudinal, particularmente en el bíceps femoral. Esto es coherente con lo reportado por Zhu y colaboradores (71).

Para el tercio medio superior longitudinal del bíceps femoral se obtuvo elasticidades promedio de 11,2 kPa y 22,7 kPa para los planos longitudinal y transversal, respectivamente. La diferencia de casi el doble entre planos longitudinales y transversales puede ser por diferentes causas, entre ellas la mejor propagación de las ondas de cizalla en el sentido longitudinal y la mejor homogeneidad de ese sector (Miyamoto, 2021) (66).

Por su parte, del análisis del tercio medio del bíceps femoral, se observa que para el tercio medio profundo transversal el valor de elasticidad es de 41,0 kPa, con un desvío 8,52, superior a todos los otros sectores de este tercio que tienen desvíos inferiores a 5. Esto indica que además del sentido de las fibras musculares en relación a la propagación de las ondas de cizalla también tiene gran incidencia la profundidad del músculo. Estos resultados son concordante con el estudio realizado por Wang (2019) (72), quien evaluó la profundidad de músculo utilizando un gel acoplador con un espesor de 1-5 mm y una presión de la sonda de 0 a 3 kPa, comprobando que los mejores resultados se obtuvieron a

profundidades de hasta 3 cm mientras que a 6 cm no se pudo detectar las ondas de cizalla.

Miyamoto (2021) estudió el bíceps femoral cabeza larga y la aponeurosis proximal durante la contracción muscular y con ángulos en articulación de la cadera y rodilla en flexión a 40° y 30°, en una población de 11 varones practicantes de diversos deportes (66). Midió la elasticidad en sitio proximal, central y distal y por primera vez encontró una heterogeneidad significativa de la elasticidad a lo largo de la longitud de todo el sitio, siendo más rígido distal que el proximal y el central. Si bien el presente estudio fue en condiciones de reposo y con miembro extendido, se obtuvo valores de mayor elasticidad en el sector proximal. Esta diferencia podría deberse a el sitio específico en el que se realizó la medida más próxima a la unión miotendinosa y a la mayor complejidad anatómica del bíceps a nivel proximal que distal.

El bíceps femoral es un desafío clínico en cuanto a las lesiones por su compleja estructura anatómica y su doble innervación de su cabeza larga y corta, por ello en este estudio no solo se incluyó la cabeza larga sino también la cabeza corta.

El mismo estudio se realizó para recto anterior, de cuyo análisis surgen algunas diferencias con respecto al bíceps femoral. En cuanto a la elasticidad los valores en los diferentes tercios tienen menor variabilidad y desvío (tercio superior 16,08k Pa: 5,66 kPa; tercio medio 15,33 kPa: 5,06 kPa y tercio inferior 17,75 kPa:5,65 kPa). Estos resultados se pueden explicar por su más simple histoarquitectura lo que resulta en una más fácil exploración.

Del tercio superior, el que valor se aleja de la media es el tercio superior lateral transversal lo que podría deberse a que en este sector se encuentran fibras con distintas orientaciones, algunas dirigidas hacia el tendón directo y otras con una dirección hacia la profundidad que terminan en el tendón indirecto igual que en el tercio superior lateral del bíceps femoral.

Por su parte en los tercios medio lateral longitudinal y tercio inferior longitudinal también de recto anterior, se obtienen valores alejados de la media, algo a verificar futuramente ya que no concuerda con lo que aparece en la literatura que indica que los cortes longitudinales suelen dar los mejores resultados.

Los valores de elasticidad también fueron graficados (Boxplots). Si se toma por ejemplo, el sector representado por el box 6 (bíceps femoral tercio medio superficial longitudinal) se observa un valor de elasticidad cercano a la mediana, sin valores atípicos(outliers), mientras que el sector representado por el box 1 (tercio superior medial transversal) es el tiene mayor variabilidad.

**Repetitividad.** Del análisis de los datos de la tabla III, se concluye que los valores de SEM y CV globales en relación a repetitividad son moderados a buenos. Los valores de SEM oscilaron entre 0,32 y 1,10 y los de CV fueron todos inferiores al 6,9 % lo que indica buenos valores de repetibilidad para las secciones de los dos músculos estudiados. Para el recto anterior estos valores de repetitividad son algo mejores (60 % de los valores de CV menores a 5 %), mientras que para bíceps femoral 50 % de los valores de CV dan por debajo de 5%). Estos valores son comparables con los obtenidos por Lacourpaille y col. así como Dubois y col. (17,65)

Si se analiza las diferentes secciones musculares se puede ver que para los cortes longitudinales se obtienen los mejores valores de repetitividad: tercio medio longitudinal del bíceps femoral, SEM 0,32 y CV 2,8 %; Tercio medio medial longitudinal de recto anterior valores de SEM 0,45 y CV 3,5 %. Esto podría deberse a la histoarquitectura de esas regiones que se encuentran a un nivel más superficial y contiene menos espesor en tejido celular subcutáneo; están lejos de estructuras vasculonerviosas (en bíceps femoral, el tercio medio superficial longitudinal se encuentra lejos del nervio ciático mayor; en recto anterior el tercio medio medial longitudinal está lejos del pedículo vasculonervioso y su cara anterior no es tan convexa como en su mismo tercio, sector lateral).

El tercio superior del bíceps, porción larga es una zona compleja y puede presentar dificultades en el posicionamiento de la sonda (Dubois, CV 18 % para esta sesión). Sin embargo, en este estudio se manejaron los repères anatómicos como el nervio ciático, el tendón conjunto con el semitendinoso (signo de Mercedes Benz) obteniéndose buenos resultados (tercio superior lateral longitudinal SEM 0,53 y CV 4,7 %).

**Reproductividad.** En la tabla IV se calcula el coeficiente de correlación intraclase (ICC), para comparar la reproductividad para los dos observadores. El ICC tiene en cuenta la variabilidad total, de los sujetos individuales y la de los observadores lo que puede minimizar errores. En la literatura el ICC es el más elegido (17,60,64,72).

Si bien el valor del ICC general es bueno, la concordancia interobservador es muy variable, dependiendo del sector muscular considerado y la posición respecto a las fibras musculares. Los valores para recto anterior oscilan entre 0,500 y 0,862 mientras que para bíceps los valores son más variables, con algunos resultados malos; por ejemplo, para el tercio superior lateral longitudinal.

Algunos factores que pudieron haber influido en los resultados fueron pequeñas variaciones interindividuales y el grado de homogeneidad de los voluntarios (Lacourpaille). La obtención de las medidas requiere de una técnica minuciosa debiendo tener en cuenta múltiples variables que afectan el resultado, esto requiere un grado de concentración alto y mantenerlo durante un período de tiempo prolongado resulta dificultoso. A su vez el paciente debe mantener una misma posición durante el periodo de estudio y en ocasiones la fatiga genera cambios en el grado de contracción pasiva del músculo y determina variaciones en las mediciones (Dubois, Lacourpaille) (17,65).

Si se particularizan las regiones en las que no se obtienen buenos resultados como las del tercio superior lateral longitudinal del bíceps (ICC 0,252) se puede suponer que se deba a que esta porción presenta una oblicuidad (Miyamoto, 2015 (29)), en su forma por lo que para lograr cortes longitudinales a las fibras musculares hay que presionar uno de los extremos del transductor para conseguir que la sonda quede paralela a los fascículos musculares, lo que puede afectar la medición.

En el gráfico de Bland Altman los valores quedan enmarcados dentro de límites considerados aceptables por lo que se podría decir que el método de medición es reproducible. Se observa una dispersión mayor para medias mayores a veinticinco. Aquí se pone en evidencia que en los sectores musculares con valores medios de elasticidad mayores, la variabilidad es mayor. De este gráfico se puede deducir que cuanto menor es la elasticidad del músculo, más

concordante son las medidas de los observadores y cuanto mayor es la elasticidad más discordante son las medidas interobservador (lo que hace que esta gráfica tome una forma cónica).

## Conclusiones generales

La hipótesis planteada al comienzo de este estudio fue que “es posible realizar un protocolo clínico-imagenológico que optimice y estandarice las condiciones de medida para SWE en músculos de miembros inferiores.”

A pesar de que el sistema musculoesquelético, con sus tejidos viscoelásticos, heterogéneos y anisotrópicos que no solo incluye músculos, sino también complejas interfaces músculo-tendón-hueso dificultan la implementación de la técnica de SWE (43), el estudio dio buenos resultados globalmente, lo que permite afirmar que se cumple la hipótesis.

Los resultados demuestran una muy buena repetibilidad del protocolo para los dos músculos estudiados con valores levemente mejores para recto anterior frente a bíceps femoral; con valores muy buenos para algunas porciones de ambos. A partir de las imágenes, se buscaron variables que podrían incidir en los resultados, planteándose que algunos factores inciden en la variabilidad de algunas medidas: presión ejercida sobre el tejido que es muy sensible a esta y la mayor complejidad de la histoarquitectura muscular. Los mejores valores de repetibilidad intraobservador y reproductividad interobservador se logró para aquellas porciones del músculo con histoarquitectura más simple, especialmente de recto anterior con respecto al músculo bíceps femoral.

En todo el proceso se consideraron y se fueron ajustando algunos procedimientos; por ejemplo, la influencia de la presión se pudo minimizar estableciendo determinadas posturas tanto del paciente como de la sonda; por otra parte, se realizaron algunas correcciones para restar errores producidos por la complejidad inherente del tejido y de la región anatómica estudiada.

Se procuró comprender las imágenes obtenidas con ultrasonido modo B cotejando con su valoración cualitativa (mapa color) y cuantitativa (valores de rigidez) en los músculos seleccionados cumpliéndose con este objetivo planteado. Los resultados obtenidos se fueron analizando e interpretando, realizando evaluaciones morfológicas y funcionales del tejido. De esta forma se ha avanzado en una estandarización de la técnica.

Los resultados son promisorios, aunque se llevaron adelante para una muestra de 15 voluntarios por lo que se puede seguir ajustando el protocolo para una muestra más amplia. Además, dicho protocolo se elaboró y se llevó adelante con voluntarios sanos, con determinadas características, pero se sabe que son los atletas del fútbol los que más sufren lesiones del tejido musculoesquelético de miembros inferiores. Fue por ello que se resolvió extender parte del protocolo para el seguimiento de lesiones en futbolistas profesionales. Los datos obtenidos están siendo procesados por lo que todavía no se tiene las conclusiones. Se espera que esta técnica contribuya en la detección temprana de algunas lesiones, así como también en el seguimiento de las mismas. Esto es solo un indicio de las promisorias perspectivas que presenta la SWE, por lo que se considera que su uso para el diagnóstico y tratamiento de lesiones musculares tendrá una gran relevancia en breve, reduciendo tiempo de recuperación, previniendo posibles lesiones recidivantes y minimizando secuelas; siendo un avance tanto para el paciente como para los sistemas de salud.

El protocolo elaborado y ajustado y las conclusiones a la que se llega, más que un corolario de las indagaciones realizadas se espera sean un buen aporte a la medicina del Uruguay.

## Anexo 1

### Experimento en Fantomas

Se utilizó el fantoma calibrado del LAU y se fabricaron fantomas a base de Alcohol PolyVinil hidrolizado (PVA) siguiendo un procedimiento similar al descrito en Chatelin et al (una alternativa es incorporar fibras como en el trabajo de Bernal) (62,73).

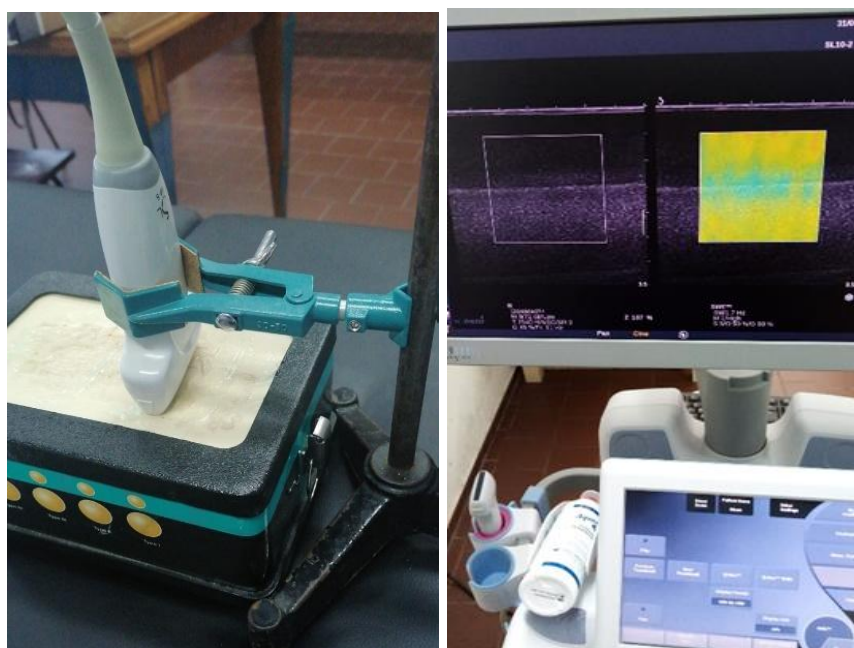


Figura 26. A la izquierda, fantoma comercial específico para elastografía (CIRS modelo 049, LAU). Dicho fantoma es isotrópico y presenta 4 inclusiones de distinta elasticidad, tamaño y topografía (superficial y profunda) cada una con valores de referencia de rigidez que sirvió entre otros, para la calibración del equipo y testeo de la profundidad óptima para la transmisión de las ondas de corte. A la derecha imagen modo B y SWE en las que se observa sector de inclusión (color azul), menos rígido que su entorno (color amarillo).

Este fantoma se usó para ir probando las distintas sondas y las diferentes configuraciones con que cuenta el equipo de investigación Axiplorer de Supersonic Imagine. Se inició la familiarización con el funcionamiento y las diferentes configuraciones que ofrece dicho equipo.

El equipo vino con tres sondas ultrasónicas (SL 10-2, SL 18-5 y SL 20-6) y para cada una existen distintas configuraciones preestablecidas en el equipo (i.e. “presets”). Se realizaron medidas con el objetivo de estudiar el desempeño de las distintas sondas y presets. Para cada sonda y cada preset se realizaron diez medidas elastográficas en cada inclusión con el fin de analizar la confiabilidad de las medidas y las limitaciones de cada preset. Las sondas SL 20-6 y SL 18-5 se utilizaron con los presets para MSK, codo, muñeca, rodilla y pie; mientras que la sonda SL 10-2 únicamente posee presets para hombro, rodilla y MSK.

Paralelamente se evaluó de manera controlada la influencia de distintos parámetros como el posicionamiento de la sonda, el tamaño y profundidad de la región de interés y la repetitividad del procedimiento, entre otros. Se comprobó el alcance en profundidad para cada sonda, además de notar cómo influye la presión inducida por el operador, siendo un parámetro a tener en cuenta para futuras medidas.

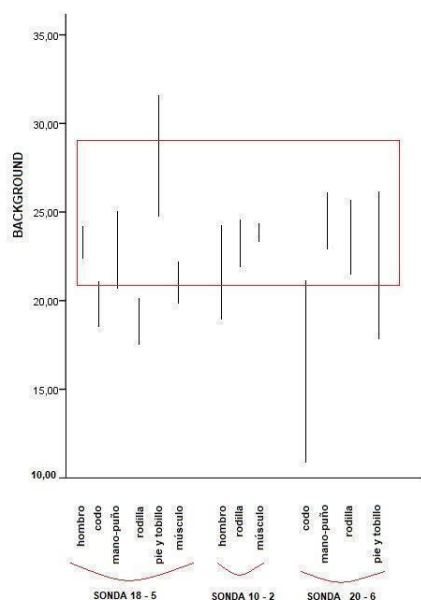


Figura 27. Medidas para cada sonda y localización, comprobando si se encuentran dentro del rango patrón.

Se fabricó un fantoma isotrópico homogéneo hecho de gelatina al 5% en masa, diluida en agua destilada a 60 °C. Se añadió 2% en masa de agar como partículas de dispersión para la formación de imágenes por ultrasonido. La solución se enfrió mientras se agitaba para evitar la sedimentación de las

partículas de agar. Justo antes del inicio de la gelificación ( $18^{\circ}\text{C}$ ) la solución se transfirió a un molde y se colocó en un congelador ( $-18^{\circ}\text{C}$ ) durante 10 minutos. Posteriormente se trasladó a un frigorífico ( $5^{\circ}\text{C}$ ) donde se continuó el proceso de gelificación durante 12 horas.

Posteriormente se fabricó el fantoma anisotrópico ya mencionado, en base a PolyVinil Alcohol Hidrolizado (PVA) y celulosa como difusor del ultrasonido. El PVA es un hidrogel el cual se polimeriza mediante ciclos de congelado y descongelado. Para generar la anisotropía, previo a cada ciclo de congelado el fantoma es sometido a un estiramiento. Es así que la anisotropía mecánica generada por el estiramiento extiende las reticulaciones de las cadenas poliméricas generando un fantoma isotrópicamente transverso de estructura anatómica muy similar a la de los músculos a estudiar. La cantidad de ciclos y el nivel de estiramiento es lo que determina la elasticidad y anisotropía.

La cantidad de ciclos (en este caso 5) y el de estiramiento es lo que determina la anisotropía final. En base a este experimento se realizó una prueba cualitativa, observando cómo cambia la escala de colores en los distintos puntos del gel.

En el siguiente link se puede observar parte de este trabajo:

<https://www.youtube.com/shorts/lhybmuhTZ4A>



Figura 28. Fantoma anisotrópico en base a PVA y celulosa como difusor de ultrasonido. El PVA es un hidrogel el cual se polimeriza mediante ciclos de congelado y descongelado. Para generar la anisotropía, previo a cada ciclo de congelado el fantoma es sometido a un estiramiento.

## Anexo 2

Algunos trabajos publicados relacionados con este estudio:

1. Elastografía por ultrasonido: Revisión de aspectos técnicos y aplicaciones clínicas. Parte 2. Revista de Imagenología. Órgano Oficial de la Sociedad de Radiología e Imagenología del Uruguay. Época II/Volumen XXVI/Nº 1. Julio-diciembre 2022. Dres. Vera de Mora, Agustín Arruti, Andrea Tavitián , Javier Sancho , Javier Rodríguez , Javier Brum, PhD , Liliana Servente
2. Elastografía por Ondas de cizalla: Aplicación en músculo. (Poster). Vera de Mora, Andrea Tavitián , Liliana Servente, Mariela Garau, Javier Brum, Agustín Arruti, Nicolás Benech. Primer puesto. Jornada Académica de Imagenología 2022. ATRI.
3. Elastografía por ondas de cizalla. Póster. Andrea Tavitian, Liliana Servente, Vera de Mora, Javier Brum, Agustín Arruti, Federico Avondet, Mariela Garau, Carlos Negreira y Nicolás Benech.. “Medicina Investiga 2022” organizada por la Comisión de Divulgación en Investigación Científica de la Facultad de Medicina, Universidad de la República. Junio 2022.
4. Caracterización elástica de músculos frecuentemente lesionados en el fútbol: protocolización y validación con elastografía. Ponencia. Vera de Mora, Gustavo Grinspan, Mariela Garau, Andra Tavitián, Liliana Servente, Nicolás Benech, Agustín Arruti, Javier Brum. Educación Física y tiempos de cambio. UdelAR. ISEF.
5. Recent Clinical Applications of Shear Wave Elastography in Uruguay. Agustín Arruti, Vera de Mora, Andrea Tavitián, Federico Avondet, Liliana Servente, Javier Brum. Exposición oral. 2021 IEEE-UFFC Latin America Ultrasonic Symposium (Congreso internacional arbitrado). <https://2021.ieee-la.us.org/technical-program>.

## Referencias bibliográficas

1. Jacobson JA. Musculoskeletal ultrasound: Focused impact on MRI. *American Journal of Roentgenology*. 2009 Sep;193(3):619–27.
2. Shiina T, Nightingale KR, Palmeri ML, Hall TJ, Bamber JC, Barr RG, et al. WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part 1: Basic principles and terminology. *Ultrasound Med Biol*. 2015 May 1;41(5):1126–47.
3. Bamber J, Cosgrove D, Dietrich CF, Fromageau J, Bojunga J, Calliada F, et al. EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography part 1: Basic principles and technology. *Ultraschall in der Medizin*. 2013;34(2):169–84.
4. Cosgrove D, Piscaglia F, Bamber J, Bojunga J, Correias JM, Gilja OH, et al. EFSUMB Guidelines and Recommendations on the clinical use of ultrasound elastography part 2: Clinical applications. *Ultraschall in der Medizin*. 2013;34(3):238–53.
5. Servente L., Avondet F., Milans S., Benech N., Negreira C., Brum J. ELASTOGRAFÍA POR ULTRASONIDO: REVISIÓN DE ASPECTOS TÉCNICOS y APLICACIONES CLÍNICAS. PARTE 1.
6. Royer D, Gennisson JL, Deffieux T, Tanter M. On the elasticity of transverse isotropic soft tissues (L). *J Acoust Soc Am*. 2011 May;129(5):2757–60.
7. Krouskop TA, Dougherty DR, Vinson FS. A pulsed Doppler ultrasonic system for making noninvasive measurements of the mechanical properties of soft tissue. *J Rehabil R D*. 1987;24(2).
8. Ophir J, Ccspedes I, Ponnekanti H, Yazdi Y, Li X. ELASTOGRAPHY A QUANTITATIVE METHOD FOR IMAGING THE ELASTICITY OF BIOLOGICAL TISSUES. Vol. 13, *ULTRASONIC IMAGING*. 1991.
9. Youk JH, Son EJ, Park AY, Kim JA. Shear-wave elastography for breast masses: local shear wave speed (m/s) versus Young modulus (kPa). *Ultrasonography*. 2013;33(1).
10. Greenleaf JF, Fatemi M, Insana M. Selected methods for imaging elastic properties of biological tissues. Vol. 5, *Annual Review of Biomedical Engineering*. 2003. p. 57–78.
11. Gennisson JL, Deffieux T, Fink M, Tanter M. Ultrasound elastography: Principles and techniques. *Diagn Interv Imaging*. 2013;94(5):487–95.
12. Ferraioli G, Parekh P, Levitov AB, Filice C. Shear wave elastography for evaluation of liver fibrosis. *Journal of Ultrasound in Medicine*. 2014 Feb 1;33(2):197–203.

13. Ozturk A, Grajo JR, Dhyani M, Anthony BW, Samir AE. Principles of ultrasound elastography. *Abdominal Radiology*. 2018 Apr 1;43(4):773–85.
14. Kamaya A, Machtaler S, Safari Sanjani S, Nikoozadeh A, Graham Sommer F, (Pierre) Khuri-Yakub BT, et al. New technologies in clinical ultrasound. *Semin Roentgenol*. 2013 Jul;48(3):214–23.
15. Sigrist RMS, Liao J, Kaffas A El, Chammas MC, Willmann JK. Ultrasound elastography: Review of techniques and clinical applications. Vol. 7, *Theranostics*. Ivyspring International Publisher; 2017. p. 1303–29.
16. Eby SF, Song P, Chen S, Chen Q, Greenleaf JF, An KN. Validation of shear wave elastography in skeletal muscle. *J Biomech*. 2013 Sep 27;46(14):2381–7.
17. Lacourpaille L, Hug F, Bouillard K, Hogrel JY, Nordez A. Supersonic shear imaging provides a reliable measurement of resting muscle shear elastic modulus. *Physiol Meas*. 2012;33(3).
18. Taljanovic MS, Gimber LH, Becker GW, Latt LD, Klauser AS, Melville DM, et al. Shear-wave elastography: Basic physics and musculoskeletal applications. *Radiographics*. 2017;37(3):855–70.
19. Brandenburg JE, Eby SF, Song P, Zhao H, Brault JS, Chen S, et al. Ultrasound elastography: The new frontier in direct measurement of muscle stiffness. *Arch Phys Med Rehabil*. 2014 Nov 1;95(11):2207–19.
20. Baumer TG, Davis L, Dischler J, Siegal DS, van Holsbeeck M, Moutzouros V, et al. Shear wave elastography of the supraspinatus muscle and tendon: Repeatability and preliminary findings. *J Biomech*. 2017 Feb 28;53:201–4.
21. Wang CZ, Li TJ, Zheng YP. Shear modulus estimation on Vastus Intermedius of elderly and young females over the entire range of isometric contraction. *PLoS One*. 2014 Jul 3;9(7).
22. Koo TK, Guo JY, Cohen JH, Parker KJ. Quantifying the passive stretching response of human tibialis anterior muscle using shear wave elastography. *Clinical Biomechanics*. 2014;29(1).
23. Nordez A, Hug F. Muscle shear elastic modulus measured using supersonic shear imaging is highly related to muscle activity level. *J Appl Physiol*. 2010 May;108(5):1389–94.
24. Francois Hug. Advancing musculoskeletal rehabilitation using elastography [Internet]. Francia; 2016. Available from: <https://www.researchgate.net/publication/303445659>
25. Berzigotti A, França M, Martí-Aguado D, Martí-Bonmatí L. Imaging biomarkers in liver fibrosis. *Radiologia*. 2018 Jan 1;60(1):85–9.

26. Sara Muñoz Ch Dra Sara Muñoz Ch Dra Sara Muñoz Ch Dra Sara Muñoz Ch Dra Sara Muñoz Ch D. LESIONES MUSCULARES DEPORTIVAS: DIAGNOSTICO POR IMAGENES. Vol. 8, Revista Chilena de Radiología. 2002.
27. Martinoli C, Bianchi S, Derchi LE. TENDON AND NERVE SONOGRAPHY. Radiol Clin North Am. 1999 Jul 1;37(4):691–711.
28. DeWall RJ, Slane LC, Lee KS, Thelen DG. Spatial variations in Achilles tendon shear wave speed. J Biomech. 2014;47(11).
29. Miyamoto N, Hirata K, Kanehisa H, Yoshitake Y. Validity of measurement of shear modulus by ultrasound shear wave elastography in human pennate muscle. PLoS One. 2015 Apr 8;10(4).
30. Kositsky A, Saxby DJ, Lesch KJ, Barrett RS, Kroger H, Lahtinen O, et al. In vivo assessment of the passive stretching response of the bicompartamental human semitendinosus muscle using shear-wave elastography. J Appl Physiol. 2022 Feb 1;132(2):438–47.
31. Evangelidis PE, Shan X, Otsuka S, Yang C, Yamagishi T, Kawakami Y. Hamstrings load bearing in different contraction types and intensities: A shearwave and B-mode ultrasonographic study. PLoS One. 2021 May 1;16(5 May).
32. Le Sant G, Nordez A, Hug F, Andrade R, Lecharte T, McNair PJ, et al. Effects of stroke injury on the shear modulus of the lower leg muscle during passive dorsiflexion. J Appl Physiol. 2019;126(1).
33. Vaz JR, Neto T, Correia JP, Infante J, Freitas SR. Regional differences in biceps femoris long head stiffness during isometric knee flexion. J Funct Morphol Kinesiol. 2021;6(1).
34. Marušič J, Vatovec R, Marković G, Šarabon N. Effects of eccentric training at long-muscle length on architectural and functional characteristics of the hamstrings. Scand J Med Sci Sports. 2020;30(11).
35. Crawford SK, Lee KS, Bashford GR, Heiderscheit BC. Spatial-frequency Analysis of the Anatomical Differences in Hamstring Muscles. Ultrason Imaging. 2021 Mar 1;43(2):100–8.
36. Galimov A, Janssens N, Maes T. A COMPARISON OF THE MUSCLE ELASTICITY OF THE HAMSTRING MUSCLE COMPLEX BETWEEN HEALTHY MALE AND FEMALE SOCCER PLAYERS USING SHEAR-WAVE ELASTOGRAPHY.
37. Benech LN. ELASTOGRAFIA ULTRASONORA DE MEDIOS VISCOELASTICOS CON ONDAS DE CIZALLA BAJA FRECUENCIA.
38. Brum J, Benech N, Gallot T, Negreira C. Shear Wave Elastography Based on Noise Correlation and Time Reversal. Vol. 9, Frontiers in Physics. Frontiers Media SA; 2021.

39. Brum J, Catheline S, Benech N, Negreira C. Quantitative shear elasticity imaging from a complex elastic wavefield in soft solids with application to passive elastography. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2015 Apr;62(4):673–85.
40. Benech N, Negreira CA. Monitoring heat-induced changes in soft tissues with 1D transient elastography. *Phys Med Biol*. 2010;55(6):1753–65.
41. Brum J., Barrios S, Ares G., Lema P., Canetti R., Negreira C. Análisis de Perç I de Textura. 2009.
42. Yeh C-L., P-L Kuo, J.-L. Gennisson, J. Brum, M. Tanter, P. -C. Li. “Medidas de ondas de corte para la evaluación de enfermedades de los tendones.” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* , vol 63, núm 11, págs 1906-1921, noviembre de 2016. 2016;
43. Brum J, Bernal M, Gennisson JL, Tanter M. In vivo evaluation of the elastic anisotropy of the human Achilles tendon using shear wave dispersion analysis. *Phys Med Biol* [Internet]. 2014 Jan;59(3):505. Available from: <https://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/59/3/505>
44. Budelli E, Brum J, Bernal M, Deffieux T, Tanter M, Lema P, et al. A diffraction correction for storage and loss moduli imaging using radiation force based elastography. *Phys Med Biol* [Internet]. 2017 Jan 7;62(1):91–106. Available from: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1361-6560/62/1/91>
45. Catheline S, Benech N, Brum J, Negreira C. Time reversal of elastic waves in soft solids. *Phys Rev Lett*. 2008 Feb 15;100(6).
46. N. Benech SCJBTG y CN. Evaluación de elasticidad 1-D en sólidos blandos a partir de la correlación de ondas de corte: el enfoque de inversión del tiempo. *IEEE Transactions on ultrasonidos, ferroeléctricos y frecuencia Controlar* , vol 56, núm 11, págs 2400-2410, noviembre de 2009. 2009;
47. J. Brum SCNBCN. Estimación de la elasticidad de corte a partir de ondas superficiales: el enfoque de inversión del tiempo. *J acústica Soc Soja 1* de diciembre de 2008; 124 (6): 3377–3380. 2008;
48. Gallot T, Catheline S, Benech N, Brum J, Negreira C, Roux P. Time reversal elastography in soft solids. *J Acoust Soc Am*. 2008 May 1;123(5\_Supplement):3338–3338.
49. Benech N, Grinspan G, Aguiar S, Negreira C. Surface wave elastography: device and method. *Meas Sci Technol* [Internet]. 2019 Mar 1;30(3):035701. Available from: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1361-6501/aafa66>

50. Grinspan GA, Cabral H V., de Souza LML, de Oliveira LF, Aguiar S, Blanco E, et al. Surface wave elastography is a reliable method to correlate muscle elasticity, torque, and electromyography activity level. *Physiol Rep.* 2021 Aug 1;9(15).
51. Ávila C, Gutiérrez N, Hernández V, Lezcano E, Orgoroso M, Prósper M, et al. Elastografía por ultrasonido: Revisión bibliográfica de aspectos técnicos y aplicaciones clínicas a nivel hepático Ultrasound elastography: A review on the technical aspects and clinical applications in the liver.
52. Dr. F. Avondet, Dr. A. Arruti, Dra. L. Servente, Phd. J. Brum. Elastografía en tiempo real (shear wave): Comparación de software de distintos equipos ecográficos en voluntarios sanos en Uruguay.
53. Ema R, Wakahara T, Miyamoto N, Kanehisa H, Kawakami Y. Inhomogeneous architectural changes of the quadriceps femoris induced by resistance training. *Eur J Appl Physiol.* 2013 Nov;113(11):2691–703.
54. Mueller-Wohlfahrt HW, Haensel L, Mithoefer K, Ekstrand J, English B, McNally S, et al. Terminology and classification of muscle injuries in sport: The Munich consensus statement. *Br J Sports Med.* 2013 Apr;47(6):342–50.
55. González Iturri JJ. Lesiones musculares y deporte. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte.* 1998 Apr;4(2):39–44.
56. Mariluis CA, Cupito J, Mamone F. Desgarros del músculo recto femoral. Actualización en RM. *Revista Argentina de Radiología.* 2015 Oct 1;79(4):182–91.
57. Potolicchio PM, Alcalá AL. Elastosonografía: papel en la evaluación de las lesiones musculares. 2012 [cited 2022 Nov 5]; Available from: <https://epos.myesr.org/poster/esr/seram2012/S-1570>
58. Isern-Kebschull J, Mechó S, Pruna R, Kassarian A, Valle X, Yanguas X, et al. Sports-related lower limb muscle injuries: pattern recognition approach and MRI review. *Insights Imaging.* 2020 Dec 1;11(1).
59. Boulard C, Gautheron V, Lapole T. Mechanical properties of ankle joint and gastrocnemius muscle in spastic children with unilateral cerebral palsy measured with shear wave elastography. *J Biomech.* 2021;124.
60. Lima K, Rouffaud R, Pereira W, Oliveira LF. Supersonic shear imaging elastography in skeletal muscles: Relationship between in vivo and synthetic fiber angles and shear modulus. *Journal of Ultrasound in Medicine.* 2019 Jan 1;38(1):81–90.
61. Balias R, Blasi M, Pedret C, Alomar X, Peña-Amaro J, Vega JA, et al. A Histoarchitectural Approach to Skeletal Muscle Injury: Searching for a Common Nomenclature. *Orthop J Sports Med.* 2020 Mar 1;8(3).

62. Bernal M, Saldarriaga J, Cabeza C, Negreira C, Bustamante J, Brum J. Development and evaluation of anisotropic and nonlinear aortic models made from clinical images for in vitro experimentation. *Phys Med Biol*. 2019 Aug 14;64(16).
63. Davis LC, Baumer TG, Bey MJ, Holsbeeck M van. Clinical utilization of shear wave elastography in the musculoskeletal system. *Ultrasonography*. 2019 Jan 1;38(1):2–12.
64. Alfuraih AM, O'Connor P, Tan AL, Hensor EMA, Emery P, Wakefield RJ. An investigation into the variability between different shear wave elastography systems in muscle. *Med Ultrason*. 2017;19(4):392–400.
65. Dubois G, Kheireddine W, Vergari C, Bonneau D, Thoreux P, Rouch P, et al. Reliable Protocol for Shear Wave Elastography of Lower Limb Muscles at Rest and During Passive Stretching. *Ultrasound Med Biol*. 2015 Sep 1;41(9):2284–91.
66. Miyamoto N, Hirata K. Site-specific features of active muscle stiffness and proximal aponeurosis strain in biceps femoris long head. *Scand J Med Sci Sports*. 2021;31(8).
67. Baert AL, Knauth LM, Sartor GK. *MEDICAL RADIOLOGY Diagnostic Imaging*.
68. Wang X, Hu Y, Zhu J, Gao J, Chen S, Liu F, et al. Effect of acquisition depth and precompression from probe and couplant on shear wave elastography in soft tissue: An in vitro and in vivo study. *Quant Imaging Med Surg*. 2020 Mar 1;10(3):754–65.
69. Gennisson JL, Deffieux T, Macé E, Montaldo G, Fink M, Tanter M. Viscoelastic and anisotropic mechanical properties of in vivo muscle tissue assessed by supersonic shear imaging. *Ultrasound Med Biol*. 2010;36(5):789–801.
70. Aubry S, Risson JR, Kastler A, Barbier-Brion B, Siliman G, Runge M, et al. Biomechanical properties of the calcaneal tendon in vivo assessed by transient shear wave elastography. *Skeletal Radiol*. 2013;42(8).
71. Zhu J, Qiu L, Ta D, Hua X, Liu H, Zhang H, et al. Chinese Ultrasound Doctors Association Guideline on Operational Standards for 2-D Shear Wave Elastography Examination of Musculoskeletal Tissues. *Ultrasound Med Biol* [Internet]. 2023 Nov; Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0301562923003368>
72. Wang AB, Perreault EJ, Royston TJ, Lee SSM. Changes in shear wave propagation within skeletal muscle during active and passive force generation. *J Biomech*. 2019 Sep 20;94:115–22.
73. Chatelin S, Bernal M, Deffieux T, Papadacci C, Flaud P, Nahas A, et al. Anisotropic polyvinyl alcohol hydrogel phantom for shear wave

elastography in fibrous biological soft tissue: A multimodality characterization. *Phys Med Biol.* 2014 Nov 21;59(22):6923–40.