

ELASTOGRAFÍA POR ULTRASONIDO: REVISIÓN DE ASPECTOS TÉCNICOS Y APLICACIONES CLÍNICAS. PARTE 2.

Dres. Vera de Mora¹, Agustín Arruti¹, Andrea Tavitián¹, Javier Sancho¹, Javier Rodríguez¹, Javier Brum, PhD², Liliana Servente¹.

RESUMEN

Desde la década de los 90 se han desarrollado un conjunto de técnicas cuyo objetivo es evaluar la elasticidad de tejidos blandos mediante ultrasonido; en ese escenario, la elastografía por ultrasonido ha aportado una nueva perspectiva a la ecografía proporcionando información para el diagnóstico de diferentes patologías. El Laboratorio de Acústica Ultrasonora del Instituto de Física de la Facultad de Ciencias trabaja 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 nuestro medio se han incorporado en los últimos años ecógrafos con el módulo de elastografía. Específicamente, en el Departamento Clínico de Imagenología del Hospital de Clínicas se adquirieron dos ecógrafos que cuentan con elastografía en transductor convexo para aplicaciones abdominales. Por otro lado, a través de proyecto de investigación financiado por ANII se adquirió un ecógrafo con transductores lineales y elastografía para aplicaciones en el área musculoesquelética. En este contexto, se considera importante realizar una actualización y resumen de las distintas técnicas elastográficas, ventajas, limitaciones y aplicaciones clínicas. El objetivo de esta segunda parte de la revisión es realizar una revisión bibliográfica y presentar las aplicaciones clínicas de la elastografía en la patología musculoesquelética, tiroidea y prostática.

PALABRAS CLAVE: Elastografía ultrasonora, ondas de cizalla, elastografía de transición, lesiones musculares, ultrasonido.

ABSTRACT

Since the 1990s, a set of techniques have been developed whose objective is to evaluate the elasticity of soft tissues using ultrasound. In this scenario, ultrasound elastography has brought a new perspective to ultrasound, providing information for the diagnosis of different pathologies. The Ultrasonic Acoustics Laboratory of the Institute of Physics of the Faculty of Sciences has been working on ultrasound elastography since 2000, developing numerous experimental works, master's and doctoral thesis, for which it has extensive experience in the subject. In our setting, ultrasound machines with the elastography module have been incorporated in recent years. Specifically, in the Clinical Imaging Department of the Hospital de Clínicas, two ultrasound machines were purchased that have convex transducer elastography for abdominal applications. On the other hand, through a research project financed by ANII, an ultrasound machine with linear transducers and elastography was acquired for applications in the musculoskeletal area. In this context, it is considered important to make an update and summary of the different elastographic techniques, advantages, limitations and clinical applications. The objective of this second part of the review is do a bibliographic review and present the clinical applications of elastography in musculoskeletal, thyroid and prostate pathologies.

KEYWORDS: Ultrasonic elastography, shear waves, transient elastography, muscle injuries, ultrasound.

GLOSARIO

ARFI. Acoustic Radiation Force Impulse
p-SWE. Point Shear Wave Elastography
SE. "Strain elastography" o Elastografía por compresión
SSI. Supersonic Imagine
SWE. "Shear Wave Elastography" o elastografía por ondas de cizalla, ondas de corte
STC. Síndrome de túnel carpiano
ACV. accidente cerebro vascular
EPI. ondas de choque
ROI. Región de interés
RM. Resonancia magnética
RMmp. Resonancia magnética multiparamétrica
CP. cáncer de próstata
PSA. Antígeno prostático específico
PI-RADS. Prostate Imaging Reporting and data System
TIRADS. Thyroid Imaging Reporting and Data System
ENT. Enfermedad nodular tiroidea
PAAF. Punción aspiración aguja fina

Instituciones participantes:
1. Departamento Clínico de Imagenología, Hospital de Clínicas "Dr. Manuel Quintela", Facultad de Medicina. UDELAR.
2. Laboratorio de Acústica Ultrasonora, Instituto de Física, Facultad de Ciencias. UDELAR.

INTRODUCCIÓN

La elastografía tiene como objetivo obtener en vivo y de forma no invasiva, información sobre las propiedades mecánicas de los tejidos blandos. Desde la década de los 90, se ha venido desarrollando esta técnica en diferentes países y al respecto se han publicado diversos trabajos. En Uruguay el desarrollo es incipiente, aunque en los últimos años se han incorporado ecógrafos con el módulo de elastografía, particularmente en el Departamento Clínico de Imagenología del Hospital de Clínicas que cuenta con dos ecógrafos de elastografía por ondas de cizalla (SWE) con el transductor convexo para aplicaciones hepáticas. A su vez en el Laboratorio de Acústica Ultrasonora del Instituto de Física de Facultad de Ciencias se dispone de un ecógrafo Supersonic Imagine (SSI) con software 2D-SWE para transductor lineal. Este equipamiento fue financiado a través del proyecto del Fondo María Viñas de ANII: “Elastografía para la evaluación clínica de tejidos anisotrópicos y visco-elásticos” cuyos responsables son los Dres. Brum y Arruti. El objetivo del proyecto es el modelado físico de la propagación de ondas de cizalla en tejido anisotrópico y el desarrollo de un protocolo de estudio para miembros inferiores el que deberá ser validado en voluntarios sanos y luego aplicado a deportistas para el estudio de lesiones musculares. Dicho proyecto se encuentra en fase de ejecución con recolección y análisis de datos.

Anteriormente, en una primera revisión, se abordaron las bases físicas de los diferentes tipos de elastografía y su aplicación en la patología hepática y mamaria⁽¹⁾. En esta segunda parte se analiza el estado actual de la elastografía por ultrasonido en el área musculoesquelética, en glándula tiroidea y próstata.

La elastografía por ultrasonido puede ser por compresión (“strain”) o por ondas de cizalla (“Shear Wave Elastography” o SWE). En elastografía por compresión, se presiona levemente el tejido con la sonda ultrasónica y se mide a través del ultrasonido la deformación del tejido resultante. Esta técnica no es cuantitativa y es muy dependiente de la presión que ejerce el observador sobre el tejido. Para superar esta limitación, se ha desarrollado la elastografía por onda de cizalla (SWE, del inglés “Shear Wave Elastography”) que se basa en generar una onda de cizalla y medir su velocidad de propagación. A partir de una serie de hipótesis (un tejido elástico, cuasi-incompresible e isotrópico), la velocidad de propagación de la onda de cizalla se relaciona directamente con la rigidez del tejido dada por su módulo de Young (Y). Cuanto más rápida es la velocidad de la onda de cizalla, más rígido es el tejido. La fortaleza de la elastografía por onda de cizalla radica en la capacidad potencial que tiene para detectar cambios en las propiedades mecánicas de los tejidos, que no son visibles en las imágenes estructurales de ecografía convencional en escala de grises.^(2, 3, 4, 5, 6)

La elastografía por ondas de corte (SWE) ha ido creciendo en su uso, investigación y evaluación en distintos tipos de tejidos musculoesqueléticos ya que permite valoraciones

cualitativas y medidas cuantitativas de las propiedades elásticas del tejido. Por los mismos motivos, también se han realizado evaluaciones de nódulos tiroideos y lesiones de próstata.

El presente trabajo tiene como objetivo realizar una revisión bibliográfica, presentando las aplicaciones clínicas de la elastografía en el estudio de patologías a nivel musculoesquelético, en tiroides y próstata, entre otros.

APLICACIONES A NIVEL MUSCULOESQUELÉTICO

Elastografía y lesiones musculares: Las lesiones musculares son muy comunes en deportistas, constituyen más del 30 % de las lesiones que sufren los jugadores de fútbol y son muy frecuentes en deportes tales como rugby, básquetbol o en atletas de pista.^(7, 11)

En el fútbol (el deporte más popular en Uruguay) más del 90% de las lesiones afectan a los cuatro grupos musculares principales de las extremidades inferiores (isquiotibiales, aductores, cuádriceps y músculos de la pantorrilla).⁽¹¹⁾

Las lesiones musculares se clasifican en intrínsecas o indirectas (trastorno muscular funcional y lesión muscular) y extrínsecas o directas (contusión laceración). En la Tabla 1 se muestra esta clasificación.⁽⁹⁾

Tabla 1 - Clasificación de lesión muscular, Consenso de Munich

Clasificación de lesiones musculares agudas			
Intrínsecas o Indirectas.	Trastorno muscular funcional.	Tipo 1: Trastorno relacionado con esfuerzo excesivo.	Tipo 1A: Inducido por fatiga. Tipo 1B: DOMS Delayed Onset Muscle Soreness (Dolor muscular de comienzo tardío).
		Tipo 2: Trastorno neuromuscular.	Tipo 2A: Relacionado con la médula espinal.
			Tipo 2B: Relacionado con el músculo.
		Lesión muscular estructural.	Tipo 3: Rotura muscular parcial.
	Tipo 4: Rotura total o subtotal.		Rotura total o subtotal (>50%). Avulsión tendinosa.
	Extrínsecas o Directas.	Contusión.	
Laceración.			

El desgarro se produce por una fuerte tensión, ocurre mayormente en músculos biarticulares de acción excéntrica, con alta proporción de fibras tipo II, en zonas de transición anatómica o funcional, que corresponde a la inserción de los fascículos en fascias, aponeurosis o tendones, ya sean centrales o distales. Estos sitios generan la mayor concentración de fuerzas intrínsecas y son los puntos de mayor debilidad biomecánica. ^{(7) (8)}

En la actualidad la ecografía es el método de elección en la evaluación evolutiva de las lesiones musculares. ^(10, 11) En la Tabla 2 se muestra cómo se pueden clasificar dichas lesiones desde el punto de vista imagenológico.

Tabla 2 - Clasificación de las lesiones musculares según criterios por imagen.			
Nomenclatura	Estadios	Ecografía musculoesquelética	Resonancia Magnética
Contractura y/o DOMS.	Grado 0	Signos inconstantes. Edema entre fibras y miofascial y aumento de vascularización local.	Edema intersticial e intramuscular. Aumento de la señal en T2 y secuencias de supresión de grasa.
Microrrotura fibrilar y/o elongación muscular.	Grado I	Mínima solución de discontinuidad, edema entre fibras y líquido interfascial (signo indirecto).	Aumento de la señal intersticial y ligeramente intermuscular.
Rotura fibrilar.	Grado II	Claro defecto muscular, líquido interfascial y hematoma.	Mucha señal intersticial, defecto muscular focal, aumento de señal alrededor del tendón.
Rotura muscular.	Grado III	Disrupción completa muscular y/o tendón, con retracción de la porción desinsertada del músculo (muñón evidente)	Disrupción completa muscular y/o tendón, con retracción.

La elastografía por ultrasonido permite el estudio del sistema músculo tendinoso lo que resulta una revolución debido a que no sólo se puede 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 de los tendones o nervios que se producen al principio del curso de una lesión, especialmente en el monitoreo post-traumático y en el control de alteraciones de la reparación, podría ayudar a decidir el tiempo de inactividad con mayor exactitud, además de colaborar en la evaluación del riesgo de recaída al habilitar un análisis de las fibras

musculares afectadas por el proceso reparativo. Esto es particularmente importante ya que la detección temprana podría mejorar el entrenamiento deportivo y las estrategias de rehabilitación; por ejemplo, detectar fases iniciales de fibrosis o estadios iniciales de calcificación. ⁽¹²⁾⁽¹³⁾

Algunos estudios muestran un aumento de la rigidez muscular, aún en ausencia de dolor y edema, una hora después de un ejercicio, lo que estaría indicando una lesión o daño muscular. Esto sugiere que la evaluación temprana de la rigidez 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 orientar las intervenciones en la región muscular más afectada. Diversas intervenciones como masajes, vendaje, punción seca y estiramiento tienen como objetivo alterar la rigidez muscular. ⁽¹⁴⁾⁽¹⁵⁾

En la Tabla 3 (página siguiente) se realiza un resumen de algunos trabajos que muestran el aporte de la elastografía SWE en músculo esquelético con diferentes métodos de elastografía, diferentes grupos musculares y el número de pacientes.

Otros autores también han publicado trabajos en la misma línea. Le Sant Guillermo et al en 2017 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. ⁽²³⁾

Vaz João et al en 2021, 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 45º tratando de cuantificar de esa manera 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. ⁽²⁴⁾

Otros trabajos con SWE fueron realizados por: Marusič et al en 2021, (evaluación de isquiotibiales con descripción funcional y arquitectónica) ⁽²⁵⁾; Crawford et al, 2020/21, (se pudo detectar diferencias regionales de la estructura del tejido sano dentro de los isquiotibiales). ⁽²⁶⁾⁽²⁷⁾⁽²⁸⁾

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. ⁽²⁰⁾

Por su parte, 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.⁽²⁹⁾

Tabla 3 - Trabajos de SWE en Músculo esquelético				
Autores	Muestra	Músculos	Tipo de SWE	Conclusiones
DeWall, Ryan J; Slane, Laura C; Lee, Kenneth S; Thelen, Darryl G (2014).	10 adultos (edad: 26,7 ± 4,1 años, 5 masculinos / 5 femeninos).	Parte distal del tendón de Aquiles.	Supersonic Imagine; Aixplorer versión 5.	La posición del transductor y del tobillo deben tenerse en cuenta en el momento de interpretar adecuadamente las mediciones de velocidad de onda de corte. ⁽¹⁶⁾
Miyamoto, Naokazu; Hirata, Kosuke (2021).	16 hombres (Altura 173 ± 5 cm, Peso 68 ± 6 kg, edad: 23 ± 3 años).	Cabeza larga del bíceps femoral.	Supersonic Imagine, Aixplorer Ver. 12, sonda de matriz lineal de 2-10 MHz.	Se propusieron identificar la rigidez muscular activa y la tensión de la aponeurosis proximal durante las contracciones. Uno de los resultados obtenidos fue que la velocidad de la onda de cizalla fue significativamente mayor en el sitio distal que en los sitios proximal y central del bíceps femoral al 20 % de la velocidad isométrica de contracción máxima (MVC). ⁽¹⁷⁾
Kositski, Adam; Saxby, David J; Lesch, Kim J; Barrett, Rod S; Kroger, Heikki; Lahtinen, Olli; Diamante, Laura; Korhonen, Rami K; Stenroth, Lauri (2022).	14 adultos edad: 28,3 ± 4,4 años, altura: 176,1 ± 5,4 cm, Peso: 72,0 ± 11,4 kg).	Semitendinoso.	Electromiograma de superficie (ME6000 Bittium, Finlandia), con electrodos bipolares Ag/AgCl (Ambu Blue Sensor N-00-S, Ambu A/S, Ballerup, Dinamarca); Supersonic Imagine.	Las propiedades mecánicas pasivas del músculo semitendinoso en su sector proximal y distal no difieren entre ellas y se pueden usar para mejorar las estimaciones de fuerza en dicho músculo. ⁽¹⁸⁾
Evangelidis, Pavlos; Xiyao, Shan; Otsuka, Shun; Yang, Chi; Yamagishi, Takaki; Kawakami, Yasuo (2021).	10 varones jóvenes, edad 22,1 ± 4,1 años; altura 173,7 ± 5,9 cm; Peso 68,6 ± 12,4 kg.	Semitendinoso. Semimembranoso.	SuperSonic Imagine, Aixplorer, transductor lineal (SL15-4, 4-15 Hz).	La velocidad de onda de corte aumenta linealmente con la intensidad de la contracción en todos los isquiotibiales biarticulares, pero a un ritmo diferente entre los músculos y los tipos de contracción, lo que refleja la anatomía diversa de los isquiotibiales. ⁽¹⁹⁾

A continuación, se muestran algunas imágenes obtenidas con elastografía de onda de cizalla (Fig 1 y 2):

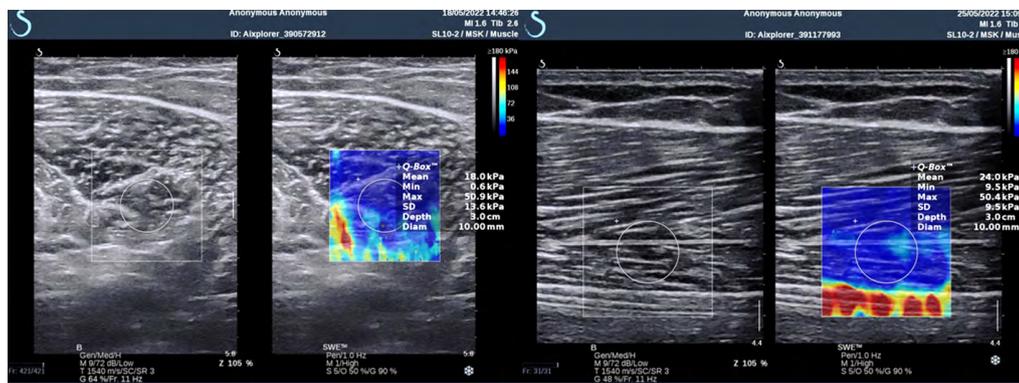


Figura 1. Imagen en modo B y SWE en equipo Supersonic Imagine, Aixplorer. Transductor lineal de 2 a 10 MHz, escala 180 kPa, ROI 10 mm, profundidad de 3,0 cm. Izquierda: Corte transversal a nivel de músculo bíceps femoral, tercio medio, sector profundo. Derecha: tercio medio longitudinal profundo. Esta medida forma parte del protocolo de adquisición de medidas en voluntarios sanos del proyecto de investigación en curso (“Elastografía para la evaluación clínica de tejidos anisotrópicos y viscoelásticos”).

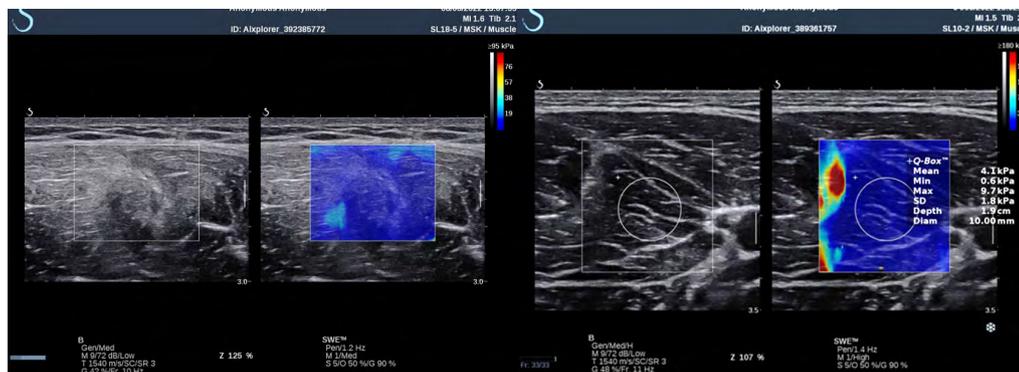


Figura 2. Ejemplo de lesión muscular. Ecografía modo B y 2D, SWE equipo Aixplorer del LAU. Corte a nivel del músculo recto anterior derecho, tercio superior transversal medial. A la izquierda se identifica en modo B, aumento de la ecogenicidad en forma difusa que corresponde a edema intramuscular, tendón central aumentado de espesor; asonía zona hipocogénica en relación a desgarró muscular grado 2 de 14 días de evolución en deportista. Con SWE se observan valores de baja rigidez en el área afectada en color azul del elastograma. A la derecha: modo B, recto anterior contralateral no lesionado con ecogenicidad habitual e integridad de sus miofibrillas y del tendón central. Con SWE, tendón central presenta mayor rigidez (en color rojo) en comparación con el sector lesionado.

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 desgarró grado II o grado III, más frecuentemente en traumatismos sufridos por laceraciones del músculo. La detección de procesos de fibrosis detectados inicialmente por elastografía cobra gran importancia para evitar la evolución a la calcificación y permite cambiar la modalidad terapéutica, pudiendo utilizarse ondas de choque para disolver 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.⁽²¹⁾⁽²²⁾

Tendones

En los últimos años también se viene utilizando la elastografía por ondas de cizalla para estudios en tendones, principalmente en tendón de Aquiles. Domenichini et al, 2017, realizó SWE en pacientes con espondiloartritis a nivel del tercio distal del tendón de Aquiles mostrando una pérdida de rigidez en comparación con los tendones de personas sanas mientras que el estado de ablandamiento

se asoció al dolor.⁽³⁰⁾

Otros estudios de modelación en tendón señalaron que la dispersión de la velocidad de la onda de corte no está influenciada por la viscosidad en sentido paralelo a las fibras, en cambio lo está en sentido perpendicular.⁽³¹⁾

Estos datos son de importancia y hoy en día los modelos pasan a estudios "in vivo"⁽³²⁾. Corrigan et al, 2019, también estudiaron las propiedades mecánicas del tendón de Aquiles sano mediante elastografía de onda de corte concluyendo que existen relaciones lineales entre las propiedades mecánicas de tracción además de la verificación de la confiabilidad y validez intraevaluador.^(34, 35)

Aubry et al, 2013, comprueban que SWE permite evaluar cuantitativamente las propiedades elásticas del tendón de Aquiles y confirma la anisotropía elastográfica tendinosa y el aumento de la rigidez del tendón estirado.⁽³⁶⁾

Liu et al, 2020, señala en un estudio de la flexión dorsal del tobillo que el aumento de la rigidez observado en el músculo-tendón-fascia es esperado y podría explicarse por el efecto de estiramiento, mientras que la rigidez relativamente más alta del tendón de Aquiles puede explicarse por la fascia o las poleas. Son aproximaciones que explican la relación músculo tendinoso y permitiría el uso clínico para seguimiento de la evolución de la patología y rehabilitación. (37)

La SWE es una técnica de imagen con validez para el diagnóstico de la epicondilitis lateral y la monitorización del efecto del tratamiento, pacientes con epicondilitis lateral tenían velocidad de ondas de corte significativamente más bajas en los lados de la lesión en comparación con los codos sanos (38).

Aplicación en Nervios

Se ha descrito la utilidad de SWE para detectar patologías en etapas tempranas en función de los cambios en la rigidez del nervio afectado: por ejemplo, en neuropatía diabética, síndrome de túnel carpiano, neuropatías por atrapamiento, neuropatías periféricas en esclerosis sistémica, neuropatía óptica en enfermedad de Behçet, neuropatía óptica en esclerosis múltiple, entre otros⁽³⁹⁾. Lin et al, 2016, señalan que los nervios medianos a nivel de la muñeca, en pacientes con síndrome de túnel carpiano (STC) fueron consistentemente más rígidos que los de los controles sanos⁽⁴⁰⁾. Joo et al, 2021, concluyen que el estudio de elastografía por ondas de corte SWE tiene un buen valor diagnóstico en STC⁽⁴¹⁾. Andrade et al, 2021, indican que se puede tomar la velocidad de la onda de corte como una medida indirecta de la rigidez, medida que aumenta en la patología neuropática periférica independiente de su etiología; apuntan la importancia tanto en la posición del miembro evaluado como la ubicación del transductor para las evaluaciones biomecánicas, además de las consideraciones clínicas de la rigidez de los nervios periféricos.⁽⁴²⁾

Accidente cerebro vascular

Las mediciones a considerar para esta patología son acer-

ca de las contracturas musculares como complicaciones comúnmente encontradas en un accidente cerebrovascular^(43,44,45). Le sant et al, 2019 describen que los músculos gastrocnemio y sóleo son los principales responsables del aumento de la rigidez observado en los músculos flexores plantares de los supervivientes de un ACV, el mayor nivel de rigidez muscular puede explicarse por una disminución en la longitud del músculo.⁽²³⁾

Envejecimiento de los tejidos

Chernak Slane, 2017, sugieren que el envejecimiento altera las variaciones espaciales en la elasticidad del tendón de Aquiles, alterando de esta manera las unidades tendinomusculares del tríceps sural, favoreciendo potenciales lesiones.⁽⁴⁶⁾

Rigidez muscular en la enfermedad de Parkinson

Yin Lu et al, 2021, en su investigación prospectiva, valoraron la viabilidad de la elastografía de ondas de corte para evaluar la rigidez del músculo gastrocnemio medial durante el estiramiento pasivo en pacientes con enfermedad de Parkinson.⁽⁴⁷⁾

Limitaciones en tejido músculo-esquelético

Existen limitantes para la medida de la elasticidad por SWE, y algunos de estos obstáculos se relacionan con la dificultad para obtener mediciones confiables de velocidad de la onda de cizalla.

- La heterogeneidad del tejido musculoesquelético con la diferente disposición de las fibras musculares y la vasculatura intramuscular afecta las mediciones de SWE, con valores más altos alrededor de los vasos y con más variación en los mapas de color cuando los vasos están incluidos en el campo de visión.⁽⁴⁸⁾

- La actividad del tejido subyacente del músculo o tendón también puede afectar las mediciones de SWE; la rigidez de los músculos aumenta durante la contracción, probablemente debido a una mayor formación de puentes cruzados, así como el edema o la inflamación en el mismo tejido subyacente.

- Algunos estudios con fantasmas han indicado que la profundidad de la región de interés (ROI), provoca alteraciones en el color de los mapas de elastografía de ondas de corte.

- Otra variable a tener en cuenta es el posicionamiento del transductor. Las ondas de corte se propagan más fácilmente a lo largo de las fibras musculares cuando el transductor está orientado longitudinalmente, en lugar de perpendicular o en un ángulo oblicuo de 45° al tendón.

- La compresión tisular aumenta las mediciones de SWE 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. Para estandarizar las mediciones y evitar esta variabilidad

inducida en la medición, se debe usar una presión de transductor constante o un transductor montado .

- Las alteraciones en la posición de la articulación (posición del paciente), dan como resultado cambios en el estado del tejido, por lo que podrían afectar las mediciones; algunos estudios muestran que las posiciones de las articulaciones que producen cambios rápidos de tensión no son posiciones ideales para las imágenes de SWE.

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

- El sistema musculoesquelético, con sus tejidos viscoelásticos, heterogéneos y anisotrópicos, también presenta retos inherentes al cálculo de la elasticidad de los tejidos utilizando el módulo de Young, consecuentemente, las mediciones de SWE en el sistema musculoesquelético deben presentarse en términos de velocidad de la onda de cizallamiento (SWS, m / s) y no de elasticidad tisular (kPa).

- Por último, se debe recordar que el sistema musculoesquelético incluye músculos, así como complejas interfases músculo-tendon-éntesis-hueso que dificultan la implementación de la técnica de SWE.⁽⁴⁹⁾

APLICACIONES EN PRÓSTATA

El cáncer de próstata (CP) es el tumor maligno de mayor incidencia en hombres en el mundo occidental y la segunda causa de muerte por cáncer en hombres, después del cáncer de pulmón⁽⁵³⁾. En Uruguay se registró un promedio anual de 1.456 casos de CP y 573 fallecimientos por esta causa, con una mediana de edad de 70 años (datos para el período de 2014-2018, Registro Nacional de Cáncer).

El diagnóstico de CP generalmente se basa en la detección del antígeno prostático específico (PSA) en sangre, el tacto rectal, la resonancia magnética multiparamétrica (RMmp) de próstata y la biopsia transrectal guiada por ecografía . Sin embargo, el PSA presenta poca especificidad lo que conduce a la realización de biopsias sistemáticas, lo que da como resultado un sobrediagnóstico del CP no significativo clínicamente (de bajo grado) y al subdiagnóstico del CP clínicamente significativo (de alto grado). Para abordar estas limitaciones, la Asociación Europea de Urología recomienda el uso de la RMmp como estudio de primera línea para diagnóstico y estadificación del CP así como para guía de biopsias en sospecha clínica de CP localizado, utilizando el sistema PI-RADS (Prostate Imaging Reporting and data System) versión 2.1

vigente desde el año 2019. A pesar de esto, la RMmp ha demostrado algunas limitaciones como la variabilidad interobservador, la falta de reproducibilidad en los procedimientos de biopsia dirigidos por RM, mayor costo y consumo de más tiempo de exploración. Por lo tanto, la biopsia guiada por ecografía transrectal continúa jugando un papel importante en el diagnóstico del CP.^(54,55,56)

Desafortunadamente, existe un riesgo sustancial de complicaciones relacionadas con la biopsia, y existe una fracción considerable de neoplasias malignas que se diagnostican por medio de la rebiopsia. Por tanto es importante desarrollar técnicas de estudio por imagen no invasivas para evaluar las lesiones prostáticas a fin de ayudar y evitar biopsias innecesarias. Varios metaanálisis han demostrado la eficacia de la elastografía por ondas de corte (SWE) para proporcionar información adicional útil al estudio convencional para la detección del CP demostrando una sensibilidad y especificidad del 95% (ver Tabla 4). Un metaanálisis que estudia el rendimiento de la SWE en la detección de CP demostró resultados comparables a los observados en la RMmp con una sensibilidad de 83% y especificidad de 85%. Incluso se ha demostrado recientemente el uso de la SWE de próstata 3D fusionada con la RMmp para aumentar el rendimiento diagnóstico de la biopsia al combinar el valor de corte de módulo Young con la puntuación PIRADS.^(54,55,57,58,59)

En la Tabla 4 se resumen los principales estudios en SWE de próstata.

Tabla 4 - Principales características de los metaanálisis acerca de SWE y lesiones sólidas prostáticas publicados en los últimos 5 años.

Autor, año país.	Fuentes de información	Método	Resultados	Conclusiones
Anbarasan et al., 2021, Reino Unido (2).	Medline, Embase, Cochrane Library, ClinicalTrials.gov y Cinhal.	16 estudios que incluyeron 2277 pacientes que evaluarán SWE para la detección de CP utilizando la histopatología como estándar de referencia.	La S y E fueron de 95 %.	SWE es una modalidad de imagen atractiva para la detección de CP.
Ye Yang et al 2019, China (14).	PubMed, Embase y Web of Science.	9 estudios con respecto a la precisión diagnóstica de SWE para detectar CP en comparación con un estándar de referencia de histopatología.	La S y E fueron de 95 %.	SWE es una técnica útil para diferenciar CP y tejido benigno con un alto grado de precisión diagnóstica.
Sang et al, 2017, China (15).	PubMed, Embase, Cochrane Library, Web of Science y CNKI (Infraestructura Nacional de Conocimiento de China).	9 estudios que evaluaron la precisión diagnóstica de SWE para detectar CP en comparación con la histopatología.	La S y E 95 %.	SWE exhibió una alta precisión para la detección de CP además de que puede reducir la cantidad de biopsias.

La elastografía por ultrasonido de próstata se realiza con un transductor intrarrectal. Los parámetros técnicos incluyen la maximización de la penetración y la configuración de una escala adecuada. El ROI sólo puede cubrir la mitad de la glándula en un plano transversal, por lo que cada lado de la próstata se estudia por separado desde la base hasta el vértice. Para cada plano, el transductor se mantiene en una posición mantenida por unos 2 a 4 segundos hasta la estabilización de las señales. Luego se calculan los valores de elasticidad (media, desviación estándar, mínimo y máximo) para cada ROI.⁽⁶⁰⁾

Se han identificado dos aplicaciones principales de la SWE en el estudio de la próstata: en primer lugar, la caracterización de lesiones sólidas; y en segundo lugar, como guía en la biopsia.^(55,56,57, 61)

En pacientes jóvenes sin enfermedad prostática, toda la glándula prostática presenta un aspecto blando con valores de elasticidad de hasta 30 kPa, conforme avanza la hipertrofia prostática benigna la zona de transición se vuelve más rígida, con valores de elasticidad mayores a 30 kPa. La zona central y periférica permanecen blandas a pesar del desarrollo de hiperplasia prostática benigna con valores de elasticidad que van desde 15 a 25 kPa. Si bien los valores de corte varían según los autores, un estudio reciente realizado por Ji et al. propone utilizar 62 kPa como umbral óptimo para la caracterización de lesiones sugestivas de malignidad con una sensibilidad de 81% y especificidad de 75%. Además demostraron una correlación positiva entre el módulo de Young y la agresividad del CP, el cual puede tener un valor pronóstico.^(53,56,57,62,63,64)

En la Fig. 3 se muestra un ejemplo de elastografía en un nódulo prostático.

El ultrasonido multiparamétrico de próstata consiste en la fusión de 4 métodos diferentes. El estudio comienza con cortes transversales y sagitales en modo B y Doppler color, luego se adquieren ROI adicionales utilizando SWE y con medio de contraste dinámico. Por último se crea un mapa de todos los ROI y se utiliza para la biopsia de próstata ecoguiada. Recientemente Zhang et al. estudiaron el rendimiento combinado del ultrasonido multiparamétrico de próstata con la RMmp en el diagnóstico del CP y demostraron que el ultrasonido multiparamétrico presentó mayor sensibilidad, especificidad, VPP, VPN y precisión que la RMmp.⁽⁶²⁾

Limitaciones en próstata: La principal limitación del uso de SWE es que no todas las lesiones rígidas son CP y no todos los CP son rígidos. Las entidades benignas como prostatitis, fibrosis, atrofia, adenomiomatosis e hipertrofia prostática benigna pueden estar asociadas con una mayor rigidez del tejido y por lo tanto, pueden ser difíciles de distinguir del CP. Además, algunos cánceres con score de Gleason bajo pueden tener una representación escasa que consta de una mezcla de tejido normal y tejido tumoral y por lo tanto ser blandos.^(57, 65)

Cuando se valoran próstatas aumentadas de tamaño, en primer lugar pueden sobresalir hacia la pared rectal provocando compresión del tejido y artefactos; y en segundo lugar puede haber limitaciones debido a la profundidad de penetración del tejido con SWE (3-4 cm) por lo que las lesiones de localización más anterior son más difíciles de evaluar. No obstante, la mayoría de las lesiones de los CP se localizan en la zona periférica, a la que se puede acceder en la gran mayoría de los casos. Por último, las próstatas de gran tamaño tienden a presentar calcificaciones lo que pueden limitar el rendimiento del SWE (65). Los valores de elasticidad con SWE en próstata han mostrado ser más elevados en las imágenes sagitales que en las axiales, por tanto se recomienda usar el plano axial para obtener los valores más representativos del módulo de Young.⁽⁶⁵⁾

La SWE no está exenta de artefactos los cuales conviene conocer en detalle. El mapa de color refleja la propagación de la onda transversal, que puede verse afectada por diferentes factores: penetración del haz, uniformidad del tejido y grado de compresión. Estos son los principales artefactos a considerar: 1) Artefacto por quistes, las lesiones quísticas se muestran en el mapa de color como un tejido sin rigidez. 2) Mismatch código de color, puede ocurrir una discrepancia en la asignación del código de color en áreas de tejido muy rígido como el cáncer o conos de sombra marcados detrás de calcificaciones. 3) Artefacto por agujeros negros, corresponden a lesiones hipocogénicas pequeñas sin color que pueden verse en CP pequeños. 4) Artefacto de precompresión, la compresión previa del tejido prostático puede afectar el mapa de color por tanto es fundamental evitar cualquier presión ejercida por el transductor sobre la glándula prostática.⁽⁶⁶⁾

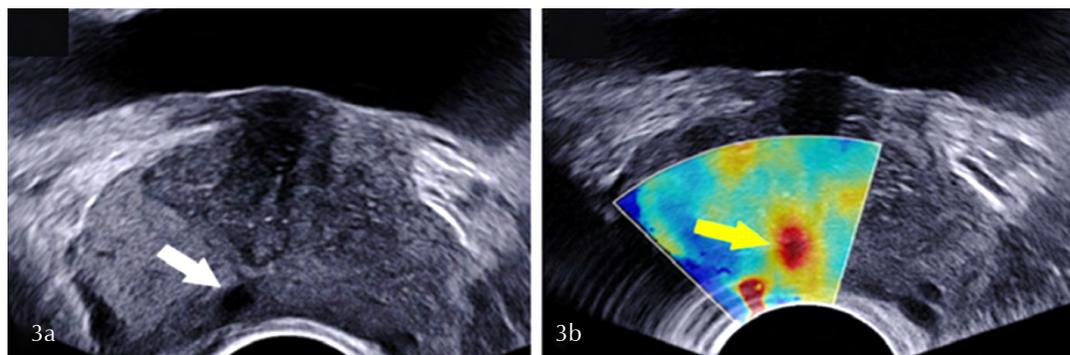


Figura 3
Ejemplo de elastografía en un nódulo prostático.

APLICACIONES A NIVEL TIROIDEO

El bocio y la enfermedad nodular tiroidea (ENT) son muy frecuentes en la población general, y en la mayoría de los casos son patologías benignas⁽⁶⁷⁾. En estudios necrópsicos, la prevalencia de nódulos tiroideos oscila entre el 8 y 65%, detectándose nódulos en el 50% de los sujetos mayores de 60 años⁽⁶⁸⁾. Las publicaciones iniciales sugerían que estos incidentalomas se presentaban en una proporción del 10 al 30% de las ecografías cervicales. Sin embargo, con las modernas técnicas ecográficas de mayor resolución, se descubren hasta en un 67-83% de los casos, la mayoría de ellos de tamaño inferior a 10 mm.⁽⁶⁹⁾

La importancia del nódulo tiroideo está en descartar la presencia de cáncer de tiroides, el cáncer de tiroides es la patología maligna más frecuente del sistema endócrino con más muertes anuales que todos los otros cánceres de origen endócrino combinados. Representa el 3% de todos los cánceres femeninos, alrededor del 1% de los masculinos y cerca del 1,4% de todos los cánceres infantiles.⁽⁷⁰⁾

La principal técnica para distinguir entre nódulos tiroideos benignos y malignos es el estudio ecográfico de la glándula y la punción-aspiración con aguja fina (PAAF). Existen algunas características ecográficas que se asocian a una mayor probabilidad de cáncer de tiroides: sólidos en su composición, más alto que ancho en un corte transversal, hipoeoicos o marcadamente hipoeoicos respecto al parénquima tiroideo, márgenes irregulares (infiltrativos, microlobulados o espiculados), presencia de microcalcificaciones y calcificación en anillo incompleta con extrusión de tejido a través de la misma. De todas estas características, las más específicas son las microcalcificaciones, márgenes irregulares y más alto que ancho. En 2009 Horvath y col. sugirieron un sistema estandarizado para clasificar por ecografía la posibilidad de malignidad de un nódulo tiroideo, basándose en el sistema BI-RADS para las lesiones de mama, llamado Thyroid Imaging Reporting and Data System (TIRADS).⁽⁷¹⁾

Ese protocolo fue actualizado en el 2017 por el Colegio Americano de Radiología (ACR), presentándolo como el ACR-TIRADS, que clasifica los nódulos tiroideos en 5 categorías de riesgo de malignidad en función de su composición, ecogenicidad, forma, márgenes y focalidad ecogénica.⁽⁷²⁾

Este sistema, al igual que otras clasificaciones, aporta indicaciones ampliamente aceptadas para la PAAF en función de la categoría TIRADS y el tamaño del nódulo. Sin embargo estas indicaciones pueden y deben ser mejoradas con el fin de puncionar la menor cantidad de nódulos benignos posibles, que hoy se diagnostican en aproximadamente el 60-70% de las biopsias.

Múltiples estudios ilustran que los nódulos malignos tienden a tener mayor rigidez que los benignos, y que estos a su vez son más rígidos que el parénquima tiroideo normal. En ese sentido la elastografía por ultrasonido, en manos de un operador experimentado, podría ser un método eficaz para evitar PAAF en nódulos benignos.

En el análisis de la bibliografía se hallan rangos variables de sensibilidad y especificidad del método que oscilan entre 57 y 86% y entre 85 y 93,9%, respectivamente.^(73, 74,75, 76)

La elastografía muestra su mayor utilidad en el diagnóstico de nódulos benignos ya que orientaría en la detección de los verdaderos nódulos benignos y evitaría biopsias innecesarias.^(77, 78)

Por otro lado si nos encontramos frente a un nódulo con variables ecográficas sugestivas de malignidad (microcalcificaciones, nódulo más alto que ancho, contornos imprecisos etc.) que se muestra elástico o con bajos valores de rigidez no dejaríamos de indicar la PAAF.⁽⁷⁹⁾

En definitiva, ninguna variable ecográfica por sí sola tiene una precisión diagnóstica de cáncer y el comportamiento elastográfico del nódulo no escapa a esto. Por ello, actualmente, se considera la elastosonografía como una herramienta más en el análisis ultrasonográfico del nódulo tiroideo y hasta el momento ninguno de los sistemas de clasificación de riesgo ecográfico del nódulo tiroideo (TIRADS, EU TIRADS entre otros) han incluido la elastosonografía como variable indicativa de PAAF.

Quizás en nuevas versiones y en futuras investigaciones pueda ocupar su lugar en dichos scores.

Algunos trabajos han destacado la importancia de la toma de biopsia guiada por elastografía, ya que ha demostrado ser de ayuda para disminuir los resultados falsos negativos de la PAAF.⁽⁸⁰⁾

CONCLUSIONES

La elastografía por onda de cizalla o SWE a través del valor de la elasticidad del tejido presenta múltiples aplicaciones a nivel del sistema músculo esquelético como hemos desarrollado ampliamente y que se encuentran en vías de implementación en nuestro medio.

En patología prostática y tiroidea destacamos sus potenciales aplicaciones en la patología nodular, ya que la medida de rigidez en kPa es una herramienta que en conjunto con el resto de los parámetros de la ecografía puede ayudar en la predicción de malignidad de los nódulos prostáticos y tiroideos así como puede ser de utilidad en la guía de biopsias.

BIBLIOGRAFÍA

1. Servente L, Avondet F, Milans S, Benech N, Negreira C, Brum J. Elastografía por ultrasonido: Revisión de aspectos técnicos y aplicaciones clínicas. PARTE 1. Rev de imagenología Sociedad de radiología e imagenología del Uruguay. 2021; 24(2): 37 - 48.
2. Jacobson JA. Musculoskeletal ultrasound: Focused impact on MRI. *Am J Roentgenol.* 2009; 193(3): 619-627.
3. Brandenburg JE ES. Ultrasound Elastography: The New Frontier in Direct Measurement of Muscle Stiffness. *Arch Phys Med Rehabil.* 2014; 95(11): 2207-2219.
4. Creze M, Nordez A, Soubeyrand M, Rocher L, Maître X, Bellin MF. Shear wave sonoelastography of skeletal muscle: basic principles, biomechanical concepts, clinical applications, and future perspectives. *Skeletal Radiol.* 2018; 47(4): 457-471.
5. Franchi M, Raiteri B, Longo S, Sinha S, Narici MV, Csapo R. Evaluación de la arquitectura muscular: fortalezas, deficiencias y nuevas fronteras de las técnicas de imagen in vivo. *Ultrasonido Med Biol.* 2018; 44: 2492-2504.
6. Gennisson JL, Deffieux T, Fink M, Tanter M. Ultrasound elastography: Principles and techniques. *Diagn Interv Imaging.* 2013; 94(5): 487-495.
7. Huxley A. Muscle structure and theories of contraction. *Prog Biophys Biophys Chem.* ; 1957(7): 255-318.
8. Garrett W, Safran M, Seaber A, Glisson R, Ribbeck B. Biomechanical comparison of stimulated and nonstimulated skeletal muscle pulled to failure. *Am J Sports Med.* 1987; 15(5): 448-454.
9. Mueller-Wohlfahrt H-W HLMKEJEBMS. Terminology and classification of muscle injuries in sport: The Munich consensus statement. *Br J Sports Med.* 2012: 1-9.
10. Muñoz Ch. Sara, Astudillo A. Claudia, Miranda V. Edith, Albarracín G. Juan Francisco. Lesiones musculares deportivas: Correlación entre anatomía y estudio por imágenes. *Rev. chil. radiol.* [Internet]. 2018 Mar [citado 2023 Abr 15]; 24(1): 22-33. Disponible en: http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0717-93082018000100022&lng=es. <http://dx.doi.org/10.4067/S0717-93082018000100022>.
11. Fútbol Club Barcelona SM. Guía de Práctica Clínica de las lesiones musculares. Epidemiología, diagnóstico, tratamiento y prevención Versión 4.5. *Apunts sports medicine.* 2009; 44(164):149-150.
12. Royer D, Gennisson JL, Deffieux T, Tanter M. On the elasticity of transverse isotropic soft tissues (L). *J Acoust Soc Am.* 2011; 129(5): 2757-2760.
13. Ryu J, Kyoung Jeong. Current status of musculoskeletal application of shear wave elastography. *Ultrasonography.* 2017; 36(3): 185-197.
14. Brueggemann GP, Deng Zhigang, McIntosh A, Miller F, Selbie WS. Surface Electromyography to Study Muscle Coordination. *Handbook of Human Motion.* Springer International Publishing Cham. 2017; 21(1). https://doi.org/10.1007/978-3-319-30808-1_184-1.
15. François A, Tucker K. Electromiografía de superficie para estudiar la coordinación muscular. *Handbook of Human Motion,* Springer International Publishing Cham. 2018: 451-470.
16. DeWall RJ, Slane LC, Lee KS, Thelen DG. Variaciones espaciales en la velocidad de la onda de corte del tendón de Aquiles. *J Biomecánica.* 2014; 47(11): 2685-92.
17. Miyamoto N, Hirata K. Site-specific features of active muscle stiffness and proximal aponeurosis strain in biceps femoris long head. *Scand J Med Sci Deportes.* 2021; 31(8): 1666-1673.
18. Kositski A, Saxby DJ, Lesch KJ, Barrett RS, Kroger H, Lahtinen O, et al. Evaluación in vivo de la respuesta de estiramiento pasivo del músculo semitendinoso humano bicompartimental mediante elastografía de ondas transversales. *J Appl Physiol.* 2022; 132(2): 438-447.
19. Evangelidis P, Xiyao S, Otsuka S, Yang C, Yamagishi, Kawakami Y. Hamstrings load bearing in different contraction types and intensities: A shear-wave and B-mode ultrasonographic study. *Más uno.* 2021; 16(5): e0251939.
20. Timmins RG, Bourne MN, Shield AJ, Williams MD, Lorenzen C, Opar DA. Short biceps femoris fascicles and eccentric knee flexor weakness increase the risk of hamstring injury in elite football (soccer): a prospective cohort study. *Br J Sports Med.* 2016; 50(24): 1524-1535.
21. Nwawka K. Update in Musculoskeletal Ultrasound Research. *Salud Deportiva.* 2016; 8(5): 429-437.
22. Nordez A HF. Muscle shear elastic modulus measured using supersonic shear imaging is highly related to muscle activity level. *J Appl Physiol.* 2010; 108(5): 1389-1394.
23. Le Sant G, Nordez A, François A, 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 (1985).* 2019; 126(1): 11-22.
24. Vaz JR, Neto T, Correia JP, Infante, Freitas SR. Regional Differences in Biceps Femoris Long Head Stiffness during Isometric Knee Flexion. *Función J Morphol Kinesiol.* 2021; 6(1): 18-23.
25. Marusič J, Vatovec R, Markovic G, Sarabon N. Effects of eccentric training at long-muscle length on architectural and functional characteristics of the hamstrings. *Scand J Med Sci Deportes.* 2021; 30(11): 2130-2142.
26. Crawford SK, Lee KS, Bashford GR, Heiderscheit BC. Intra-session and inter-rater reliability of spatial frequency analysis methods in skeletal muscle. *Más uno.* 2020; 15(7): e0235924.
27. Crawford SK, Lee KS, Bashford GR, Heiderscheit BC. Spatial-frequency Analysis of the Anatomical Differences in Hamstring Muscles. *Imágenes de ultrasonido.* 2021; 43(2): 100-108.
28. Mechanical properties of ankle joint and gastrocnemius muscle in spastic children with unilateral cerebral palsy measured with shear wave elastography. *J Biomecánica.* 2021; 124(1): <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110502>
29. 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. *Faculty of medicine and health*

sciences. 2020.

30. Domenichini R, Pialat JB, Podda A, Aubry S. Ultrasound elastography in tendon pathology: state of the art. *Radiología esquelética*. 2017; 46(1): 1643–1655.
31. Brum J, B, Gennisson JL, Tanter M. In vivo evaluation of the elastic anisotropy of the human Achilles tendon using shear wave dispersion analysis. *Phys Med Biol*. 2014; 59(3): 505-523.
32. Helfenstein Didier C, Andrade RJ, Abraso F JB, Tanter M, Nórdez A, Gennisson JL. In vivo quantification of the shear modulus of the human Achilles tendon during passive loading using shear wave dispersion analysis. *Phys Med Biol*. 2016; 61(6): 2485-2496.
33. Zhang ZJ, Fu SN. Shear Elastic Modulus on Patellar Tendon Captured from Supersonic Shear Imaging: Correlation with Tangent Traction Modulus Computed from Material Testing System and Test–Retest Reliability. *Plos one*. 2013; 8(6): p. e68216.
34. Corrigan P, Zellers JA, Balascio P, Silbernagel KG, Cortes DH. Quantification of Mechanical Properties in Healthy Achilles Tendon Using Continuous Shear Wave Elastography: A Reliability and Validation Study. *Ultrasound Med Biol*. 2019 Jul;45(7):1574-1585. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2019.03.015.
35. Chen XM, Cui LG, Él Shen WW, Qian YJ, Wang JR. Shear Wave Elastographic Characterization of Normal and Torn Achilles Tendons. *J Ultrasonido Med*. 2013; 32(3): 449-455.
36. 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. *Radiol esquelético*. 2013; 42(8): p. 1143-1150.
37. Liu CL, Zhou JP, Sun PT, Chen BZ, Zhang J, Tang CZ, Zhang ZJ. Influence of different knee and ankle ranges of motion on the elasticity of triceps surae muscles, Achilles tendon, and plantar fascia. *Sci Rep*. 2020 Apr 20;10(1):6643. doi: 10.1038/s41598-020-63730-0.
38. Zhu B, You Y, Xiang X, Wang L, Qiu L. Assessment of common extensor tendon elasticity in patients with lateral epicondylitis using shear wave elastography. *Quant Imaging Med Surg*. 2020; 10(1): 211–219.
39. Zakrzewski J, Zakrzewska K, Pluta K, Nowak O, Miłoszewska Paluch A. Ultrasound elastography in the evaluation of peripheral neuropathies: a systematic review of the literature. *Polish J. Radiol*. 2019; 84(1): e581–e591.
40. Lin CP, Chen IJ, Chang KV, Wu WT, Ozçakar L. Utilidad de la elastografía por ultrasonido en la evaluación del síndrome del túnel carpiano: revisión sistemática y meta-análisis. *Ultrasonido Med Biol*. 2019; 45(11): 2855-2865.
41. Joo PE, Hahn S, Yi J, Shin KJ, Lee Y, Lee HJ. Comparison of the Diagnostic Performance of Strain Elastography and Shear Wave Elastography for the Diagnosis of Carpal Tunnel Syndrome. *J Ultrasonido Med*. 2021; 40(5): 1011-1021.
42. Andrade RJ, Freitas SR, François A, Coppieters MW, Silvestre ES, Nordez A. Variación espacial en las propiedades mecánicas a lo largo de los nervios ciáticos y tibial: un estudio de elastografía de ondas de corte por ultrasonido. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111075>
43. Fergusson D, Hutton B, Drdge A. La epidemiología de las contracturas articulares mayores. 2007; 456(1): 22-29.
44. Yarkony G, Sagal V. Contracturas. Una complicación importante del traumatismo craneoencefálico. *Clin Orthop Relat Res*. 1987;(219): 93-96.
45. Cantante BJ, Jegasothy GM, Cantante KP, Allison GT, Dunne JW. Incidencia de contractura de tobillo después de una lesión cerebral adquirida de moderada a grave. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004; 85(9): 1465-1469.
46. Chernak Slane L, Martín J, Dewall R, Thelen D, Lee K. Mapeo ultrasónico cuantitativo de las variaciones regionales en las velocidades de las ondas de corte del tendón de Aquiles envejecido. *Eur Radiol*. 2017; 27(2): 74-482.
47. Yin L, Du L, Li Y, Xiao Y, Zhang S, Ma H, et al. Evaluación cuantitativa de la rigidez del gastrocnemio medial durante el estiramiento pasivo mediante elastografía de onda cortante en pacientes con enfermedad de Parkinson: un estudio preliminar prospectivo. *Corea J Radiol*. 2021; 22(11): 1841–1849.
48. Davis LC. Utilización clínica de la elastografía de ondas de corte en el sistema musculoesquelético. *Ecografía*. 2019; 38(1): 2-12.
49. Youk JH. Elastografía de ondas de corte para masas mamarias: velocidad de onda de corte local (m / seg) versus módulo de Young (kPa). *Ultrasonografía*. 2014; 33(1): 34-39.
50. Taljanovic MS. Shear-Wave Elastography: Basic Physics and Musculoskeletal Applications. *RadioGraphics*. 2017; 37(3): 855-870.
51. Universidad. Uruguay, Facultad de Ciencias, Instituto de Física. Nuevas Modalidades de Imagenología por Ultrasonido. <https://www.youtube.com/watch?v=x-y50acSBGLk>
52. Bernal M SJCCNCBJBJ. Development and evaluation of anisotropic and nonlinear aortic models made from clinical images for in vitro experimentation. *Phys Med Biol*. 2019; 64(16):165006. doi: 10.1088/1361-6560/ab2db5.
53. Efectividad diagnóstica y seguridad de distintas modalidades de elastografía en indicaciones oncológicas. Una revisión de revisiones sistemáticas y meta-análisis. Madrid: Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias (AETS) - Instituto de Salud Carlos III; 2018. <http://gesdoc.isciii.es/gesdoccontroller?action=download&id=22/01/2019-eb-30fa4555>
54. Anbarasan, Thineskrishna et al. “Caracterización de las lesiones prostáticas mediante imágenes de ultrasonido de elastografía de onda transversal transrectal (SWE): una revisión sistemática”. *Cánceres*, 2021, 13(1): 122.
55. Chen, T., Wang, F., Chen, H. et al. Ultrasonido transrectal multiparamétrico para el diagnóstico de cáncer de próstata de zona periférica y cáncer de próstata clínicamente significativo: nuevos sistemas de puntuación. *BMC Urol* 2022, (22): 64.
56. Asociación Europea de Urología, Guías de Bolsillo, Edición 2021. Disponible en: <https://caunet.org/2021-eau-guias/>
57. Gurwin, A.; Kowalczyk, K.; Knecht-Gurwin, K.; Stelmach, P.; Nowak, Ł.; Krajewski, W.; Szydełko, T.; Małkiewicz, B. Alternatives for MRI in Prostate Cancer

- Diagnostics— Review of Current Ultrasound-Based Techniques. *Cancers* 2022, 14, 1859.
58. Yang Y, Zhao X, Zhao X, Shi J, Huang Y. Value of shear wave elastography for diagnosis of primary prostate cancer: a systematic review and meta-analysis. *Med Ultrason.* 2019;21(4):382-388.
59. Sang L, Wang XM, Xu DY, Cai YF. Accuracy of shear wave elastography for the diagnosis of prostate cancer: A meta-analysis. *Sci Rep.* 2017;7(1):1949.
60. Correas JM, Tissier AM, Khairoune A, Khoury G, Eiss D, Hélénon O. Ultrasound elastography of the prostate: state of the art. *Diagn Interv Imaging.* 2013;94(5):551-560.
61. Junker D, De Zordo T, Quentin M, Ladurner M, Bektic J, Horniger W, Jaschke W, Aigner F. Real-time elastography of the prostate. *Biomed Res Int.* 2014:180804. doi: 10.1155/2014/180804.
62. Zhang M, Tang J, Luo, Yet al. Rendimiento diagnóstico de la ecografía transrectal multiparamétrica en el cáncer de próstata localizado: A Estudio Comparativo con Imagen de Resonancia Magnética. *J Ultrasonido Med* 2019, 38: 1823-1830.
63. Shoji S, Hashimoto A, Nakamura T, et al. Novel application of three-dimensional shear wave elastography in the detection of clinically significant prostate cancer. *Biomed Rep.* 2018;8(4):373-377.
64. Aleef T, Lobo J, Baghani, A, et al. Quasi-Real Time Multi-Frequency 3D Shear Wave Absolute Vibro-Elastography (S-WAVE) System for Prostate. <https://arxiv.org/pdf/2205.04038.pdf>
65. Barr RG, Cosgrove D, Brock M, Cantisani V, Correas JM, Postema AW, Salomon G, Tsutsumi M, Xu HX, Dietrich CF. WFUMB Guidelines and Recommendations on the Clinical Use of Ultrasound Elastography: Part 5. Prostate. *Ultrasound Med Biol.* 2017 Jan;43(1):27-48. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2016.06.020
66. Goddi A, Nocera, P, Milan, et al. Prostate Ultrasound Elastography: Artefacts Detection and Description Learning objectives. 2019. DOI: 10.26044/ecr2019/C-0240
67. The thyroid nodule. Surgical management. En: Johnston IDA, Thompson NW, ed. *Endocrine surgery.* Londres, Butterworth, 1983; 14-24.
68. Christensen SB, Ericsson UB, Janzon L, S Tibblin. The prevalence of thyroid disorders in a middle-aged female population, with special reference to the solitary thyroid nodule. *Acta Chir Scand* 1984, 1501: 13-19.
69. Prevalence of incidental nodular thyroid disease detected during high-resolution parathyroid ultrasonography. En: Medeiros-Neto G, Gaitan E, ed. *Frontiers of thyroidology.* Nueva York: Plenum Press 1986; 2:-1309-1312.
70. The prevalence of small papillary thyroid carcinomas in 100 consecutive necropsies in an American population. En: De Groot LJ, editor. *Radiation associated thyroid carcinoma.* Nueva York: Grune and Stratton, 1977; 122-135.
71. E. Hovarth, S. Majlis, R. Rossi, C. Franco, J.P. Niedmann, A. Castro, et al. An ultrasonogram reporting system for thyroid nodules stratifying cancer risk for clinical management. *J Clin Endocrinol Metab.,* 2009, 94: 1748-1751.
72. Russ G, Bonnema SJ, Erdogan MF, Durante C, Ngu R, Leenhardt L. European Thyroid Association Guidelines for Ultrasound Malignancy Risk Stratification of Thyroid Nodules in Adults: The EU-TIRADS. *Eur Thyroid J.* 2017;6(5):225-237.
73. Kura M, Ballarino C, Tamagnone F, Campagno B, Bertini K, Gómez J, et al. Relación entre el valor del ratio elastográfico y la clasificación citológica de Bethesda en la patología tiroidea. *Rev Argent Radiol* 2014;78(03):128-137.
74. Luo S, Kim EH, Dighe M, Kim Y. Thyroid nodule classification using ultrasound elastography via linear discriminant analysis. *Ultrasonics* 2011;51(04):425-431.
75. Zhao CK, Xu HX. Ultrasound elastography of the thyroid: principles and current status. *Ultrasonography* 2019;38(02):106-124.
76. Veyrieres JB, Albarel F, Lombard JV, Berbis J, Sebag F, Oliver C, et al. A threshold value in Shear Wave elastography to rule out malignant thyroid nodules: a reality? *Eur J Radiol* 2012;81(12):3965-3972.
77. Kagoya R, Monobe H, Tojima H. Utility of elastography for differential diagnosis of benign and malignant thyroid nodules. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2010;143(02):230-234.
78. Nell S, Kist JW, Debray TP, de Keizer B, van Oostenbrugge TJ, Borel Rinkes IH, et al. Qualitative elastography can replace thyroid nodule fine-needle aspiration in patients with soft thyroid nodules. A systematic review and meta-analysis. *Eur J Radiol* 2015;84(04):652-661.
79. Moon WJ, Jung SL, Lee JH, Na DG, Baek JH, Lee YH, et al; Thyroid Study Group, Korean Society of Neuro- and Head and Neck Radiology. Benign and malignant thyroid nodules: US differentiation-multicenter retrospective study. *Radiology* 2008;247(03):762-770.
80. Paredes-Manjarrez C, Arreola-Cháidez D, Magdalena-Buitrago A, Ferreira-Hermosillo A, Avelar-Garnica JF, Arreola-Rosales R. Elastografía por ondas de corte como herramienta en la evaluación de los nódulos tiroideos. *Gac Med Mex* 2021; 157:19-24.

