



UNIVERSIDAD DE  
COSTA RICA

SEP Sistema de  
Estudios de Posgrado

**Autorización para digitalización y comunicación pública de Trabajos Finales de Graduación del Sistema de Estudios de Posgrado en el Repositorio Institucional de la Universidad de Costa Rica.**

Yo, Carlos Andrés Pabón Páramo, con cédula de identidad 800970669, en mi condición de autor del TFG titulado Aplicación clínica de la elastografía hepática por ultrasonido, como método no invasivo en la evaluación de la Fibrosis Hepática en el paciente con hepatopatía Crónica.

Autorizo a la Universidad de Costa Rica para digitalizar y hacer divulgación pública de forma gratuita de dicho TFG a través del Repositorio Institucional u otro medio electrónico, para ser puesto a disposición del público según lo que establezca el Sistema de Estudios de Posgrado. SI  NO \*

\*En caso de la negativa favor indicar el tiempo de restricción: \_\_\_\_\_ año (s).

Este Trabajo Final de Graduación será publicado en formato PDF, o en el formato que en el momento se establezca, de tal forma que el acceso al mismo sea libre, con el fin de permitir la consulta e impresión, pero no su modificación.

Manifiesto que mi Trabajo Final de Graduación fue debidamente subido al sistema digital Kerwá y su contenido corresponde al documento original que sirvió para la obtención de mi título, y que su información no infringe ni violenta ningún derecho a terceros. El TFG además cuenta con el visto bueno de mi Director (a) de Tesis o Tutor (a) y cumplió con lo establecido en la revisión del Formato por parte del Sistema de Estudios de Posgrado.

**FIRMA ESTUDIANTE**

Nota: El presente documento constituye una declaración jurada, cuyos alcances aseguran a la Universidad, que su contenido sea tomado como cierto. Su importancia radica en que permite abreviar procedimientos administrativos, y al mismo tiempo genera una responsabilidad legal para que quien declare contrario a la verdad de lo que manifiesta, puede como consecuencia, enfrentar un proceso penal por delito de perjurio, tipificado en el artículo 318 de nuestro Código Penal. Lo anterior implica que el estudiante se vea forzado a realizar su mayor esfuerzo para que no sólo incluya información veraz en la Licencia de Publicación, sino que también realice diligentemente la gestión de subir el documento correcto en la plataforma digital Kerwá.

**UNIVERSIDAD DE COSTA RICA  
FACULTAD DE MEDICINA  
POSTGRADO DE RADIOLOGÍA E IMÁGENES MÉDICAS**

**TRABAJO FINAL DE GRADUACIÓN**

**APLICACIÓN CLÍNICA DE LA ELASTOGRAFÍA HEPÁTICA POR  
ULTRASONIDO, COMO MÉTODO NO INVASIVO EN LA  
EVALUACIÓN DE LA FIBROSIS HEPÁTICA EN EL PACIENTE CON  
HEPATOPATÍA CRÓNICA.**

**ESTUDIANTE:**

**DR. CARLOS ANDRÉS PABÓN PÁRAMO.**

**TUTOR:**

**DR. WILBERT ARAYA VARGAS.**

**ESPECIALISTA EN RADIOLOGÍA E IMÁGENES MÉDICAS.**

**SAN JOSÉ, COSTA RICA**

**MAYO 2025**

## **Dedicatoria**

A mis padres, por ser el ejemplo de esfuerzo, perseverancia y amor incondicional.

A mi hermana, por estar siempre presente, acompañando desde la discreción y brindando su apoyo de forma incondicional.

A Adriana, la mayor bendición que la vida me ha dado, por ser mi inspiración diaria y mi mayor motivación.

Y a Lilo y Luna, por su amorosa compañía en largos silencios y desvelos de estudio.

Gracias por sostenerme cuando más lo necesitaba y por ser mi razón para seguir adelante.

## **Agradecimiento**

Quiero expresar mi más profundo agradecimiento a todas las personas e instituciones que hicieron posible este proceso formativo.

Al Dr. Wilbert Araya, por ser mi tutor de tesis y por su guía, tiempo y todas las enseñanzas compartidas a lo largo de esta residencia.

A todos los médicos radiólogos que fueron mis profesores, por transmitir su conocimiento con entrega y contribuir significativamente a mi formación como especialista.

A Randall, José, Ariel y Rodolfo, mis compañeros de generación, por su apoyo, compañerismo y por estar presentes en cada etapa de este camino.

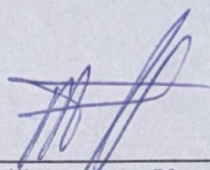
Al grupo de residentes de radiología del Hospital San Juan de Dios, no solo colegas sino verdaderos amigos, de quienes también aprendí muchísimo y con quienes compartí experiencias que marcaron mi crecimiento profesional y personal.

A la Universidad de Costa Rica, mi alma máter, por brindarme las herramientas académicas y humanas necesarias para alcanzar esta meta.

Y a la Caja Costarricense de Seguro Social, por hacer posible mi formación como médico especialista y por su invaluable aporte a la salud del país.

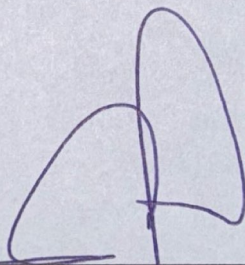
A todos, gracias por haber dejado huella en este camino. Este logro también les pertenece.

Esta tesis fue aceptada por la Comisión del Programa de Posgrado en Radiología e Imágenes Médicas de la Universidad de Costa Rica, como requisito parcial para optar al grado y título de Especialista en Radiología e Imágenes Médicas.



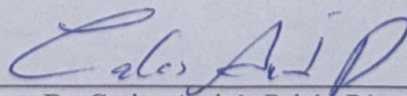
---

Dr. Wilbert Araya Vargas  
**Especialista en Radiología e Imágenes Médicas**  
**Profesor guía y Tutor**



---

Dr. Manuel Hernández Gaitán  
**Especialista en Radiología e Imágenes Médicas**  
**Subespecialista en Neurorradiología e Intervencionismo**  
**Director del Programa de Posgrado en Radiología e Imágenes Médicas**



---

Dr. Carlos Andrés Pabón Páramo,  
**Sustentante**

# Tabla de Contenido

<b>DEDICATORIA</b> .....	<b>2</b>
<b>AGRADECIMIENTO</b> .....	<b>3</b>
<b>TABLA DE CONTENIDO</b> .....	<b>5</b>
<b>LISTA DE TABLAS</b> .....	<b>7</b>
<b>LISTA DE FIGURAS</b> .....	<b>8</b>
<b>LISTA DE ABREVIATURAS</b> .....	<b>9</b>
<b>JUSTIFICACIÓN</b> .....	<b>11</b>
<b>OBJETIVOS</b> .....	<b>13</b>
<b>OBJETIVO GENERAL</b> .....	<b>13</b>
<b>OBJETIVOS ESPECÍFICOS</b> .....	<b>13</b>
<b>METODOLOGÍA</b> .....	<b>14</b>
<b>PALABRAS CLAVES:</b> .....	<b>16</b>
<b>INTRODUCCIÓN</b> .....	<b>17</b>
<i>ENFERMEDAD HEPÁTICA CRÓNICA Y CIRROSIS</i> .....	<b>17</b>
<i>TÉCNICAS DE IMAGEN EN EL DIAGNÓSTICO HEPÁTICO</i> .....	<b>18</b>
<i>ELASTOGRAFÍA</i> .....	<b>19</b>
<b>CAPÍTULO 1: FUNDAMENTOS ANATÓMICOS Y FISIOLÓGICOS DEL HÍGADO</b> .....	<b>21</b>
1.1 <i>ANATOMÍA HEPÁTICA</i> .....	<b>21</b>
1.2 <i>FISIOPATOLOGÍA DE LA FIBROSIS HEPÁTICA</i> .....	<b>22</b>
<b>CAPÍTULO 2: PRINCIPIOS FÍSICOS DEL ULTRASONIDO Y LA ELASTOGRAFÍA</b> .....	<b>26</b>
2.1 <i>FUNDAMENTOS DEL ULTRASONIDO</i> .....	<b>26</b>
2.2 <i>FUNDAMENTOS FÍSICOS DE LA ELASTOGRAFÍA</i> .....	<b>30</b>
<b>CAPÍTULO 3: TÉCNICAS DE ELASTOGRAFÍA POR ULTRASONIDO</b> .....	<b>33</b>
3.1 <i>IMÁGENES DE DEFORMACIÓN / STRAIN IMAGING</i> .....	<b>33</b>
3.1.1 <i>Elastografía de deformación (Strain Elastography)</i> .....	<b>33</b>
3.1.2 <i>Impulso de Fuerza de Radiación Acústica (ARFI)</i> .....	<b>34</b>
3.2 <i>IMÁGENES DE ONDAS TRANSVERSALES / SHEAR WAVE IMAGING</i> .....	<b>35</b>
3.2.1 <i>Elastografía transitoria unidimensional (1D-TE)</i> .....	<b>35</b>
3.2.2 <i>Elastografía puntual de ondas transversales (pSWE)</i> .....	<b>35</b>
3.2.3 <i>Elastografía bidimensional de ondas transversales (2D-SWE)</i> .....	<b>36</b>
<b>CAPÍTULO 4: APLICACIÓN HEPÁTICA DE LA ELASTOGRAFÍA POR ULTRASONIDO</b> .....	<b>37</b>
4.1 <i>ELASTOGRAFÍA TRANSITORIA CON FIBROSCAN® (ECHOSENS, PARÍS, FRANCIA)</i> .....	<b>37</b>
4.2 <i>ELASTOGRAFÍA POR ONDAS DE CORTE PUNTUALES (PSWE)</i> .....	<b>40</b>
4.3 <i>ELASTOGRAFÍA 2D CON ONDAS TRANSVERSALES (2D-SWE)</i> .....	<b>43</b>
<b>CAPÍTULO 5: ASPECTOS OPERATIVOS DE LA ELASTOGRAFÍA HEPÁTICA</b> .....	<b>47</b>
5.1 <i>INDICACIONES CLÍNICAS PARA LA ELASTOGRAFÍA</i> .....	<b>47</b>
5.2 <i>PREPARACIÓN DEL PACIENTE Y OBTENCIÓN DE MEDIDAS</i> .....	<b>48</b>
5.3 <i>OBTENCIÓN Y NÚMERO DE MEDIDAS</i> .....	<b>51</b>

5.4 VALORES DE CORTE .....	60
5.5 FACTORES QUE AFECTAN LAS MEDICIONES .....	63
5.6 COMPARACIÓN DE MODALIDADES DE ELASTOGRAFÍA .....	64
5.7 ESTRUCTURA DEL SUGERIDA PARA ELABORACIÓN DEL REPORTE .....	64
5.8 SEGUIMIENTO .....	66
<b>CAPÍTULO 6: ELASTOGRAFÍA HEPÁTICA EN ESCENARIOS AUN NO ESTANDARIZADOS ...</b>	<b>69</b>
6.1 ENFERMEDAD HEPÁTICA RELACIONADA AL ALCOHOL .....	69
6.2 ENFERMEDADES AUTOINMUNES .....	70
6.2.1 Hepatitis Autoinmune .....	70
6.3 ENFERMEDADES COLESTÁSICAS AUTOINMUNES .....	71
<b>CAPÍTULO 7: LIMITACIONES DE LA ELASTOGRAFÍA.....</b>	<b>73</b>
<b>CONCLUSIÓN Y PERSPECTIVA A FUTURO .....</b>	<b>75</b>
<b>REFERENCIAS.....</b>	<b>77</b>

## Lista de Tablas

<b>Tabla 1:</b> Protocolo para adquisición de mediciones de rigidez hepática con la técnica ARFI (pSWE y 2D-SWE).....	50
<b>Tabla 2:</b> Recomendaciones de la SRU para la interpretación de los valores de rigidez hepática obtenidos con técnicas ARFI en pacientes con hepatitis viral y NAFLD. ....	63
<b>Tabla 3:</b> Tabla 3: Comparación de modalidades de elastografía. ....	65
<b>Tabla 4:</b> Limitaciones y fortalezas de los métodos de elastografía sonográficos actualmente aceptados. ....	74

## Lista de Figuras

<b>Figura 1:</b> Imagen de Elastografía Transitoria. ....	39
<b>Figura 2:</b> Representación esquemática de la elastografía por pSWE con dispositivo Siemens Acuson S2000™ .....	42
<b>Figura 3:</b> Imagen de elastografía 2D-SWE, obtenida con un escáner GE LOGIQ E10.....	45
<b>Figura 4:</b> Imagen obtenida con el sistema pSWE (ElastPQ; Philips, Bothell, Wash). ....	52
<b>Figura 5:</b> Imagen obtenida con pSWE (SWM; Hitachi, Tokio, Japón).....	53
<b>Figura 6:</b> Imagen obtenida con pSWE (VTQ; Siemens, Mountain View, Calif.). ....	54
<b>Figura 7:</b> Imágenes obtenidas con 2D-SWE (EQI, Philips).....	55
<b>Figura 8:</b> Imágenes obtenidas con SWE 2D (STE; Mindray, Shenzhen, China). ....	56
<b>Figura 9:</b> Imágenes obtenidas con SWE 2D (Aplio; Canon, Tochigi, Japón).....	57
<b>Figura 10:</b> Imágenes obtenidas con SWE 2D (SSI; SuperSonic, Aix-en-Provence, Francia). .....	58
<b>Figura 11:</b> Imágenes obtenidas con 2D-SWE (S-Shearwave Imaging™, Samsung).....	59
<b>Figura 12:</b> Imágenes obtenidas con 2D-SWE (LOGIQ™ E10, GE Healthcare, Chicago, IL, USA). ....	60

## **Lista de Abreviaturas**

Carcinoma hepatocelular (CHC)  
Cirrosis hepática (CH)  
Colangitis biliar primaria (CBP)  
Colangitis esclerosante primara (CEP)  
Decibeles (dB)  
Elastografía bidimensional de ondas transversales (2D-SWE)  
Elastografía de deformación (SE)  
Elastografía por ondas transversales (SWE)  
Elastografía por ultrasonido (EUS)  
Elastografía puntual de ondas transversales (pSWE)  
Elastografía transitoria (TE)  
Elastografía transitoria controlada por vibración (VCTE)  
Elastografía transitoria unidimensional (1D-TE)  
Enfermedad del hígado graso no alcohólico (NAFLD)  
Enfermedad hepática crónica (EHC)  
Enfermedad hepática relacionada con el alcohol (ALD)  
Esteatohepatitis asociada a disfunción metabólica (MASH)  
Esteatohepatitis no alcohólica (NASH)  
Factor de crecimiento del endotelio vascular (VEGF)  
Factor de crecimiento transformante  $\beta$  (TGF- $\beta$ ),  
Factor de necrosis tumoral  $\alpha$  (TNF $\alpha$ )  
Factores profibróticos (FPF)  
Federación Europea de Sociedades de Ultrasonido en Medicina y Biología (EFSUMB)  
Federación Mundial de Ultrasonido en Medicina y Biología (WFUMB)  
Hepatitis B (VHB)  
Hepatitis C (VHC)  
Hepatitis autoinmune (HAI)  
Hipertensión portal clínicamente significativa (HPCS)  
Imágenes de fuerza de radiación acústica (ARFI)  
National Center for Biotechnology Information (NCBI)

Región de interés (ROI)

Resonancia magnética (RM)

Sociedad de Radiólogos en Ultrasonido (SRU)

Sociedad Norteamericana de Radiología (RSNA)

Tomografía computarizada (CT)

## **Justificación**

La fibrosis hepática es una consecuencia común y progresiva de las enfermedades hepáticas crónicas, que se caracteriza por un proceso de cicatrización basado en la acumulación de proteínas fibrilares de la matriz extracelular en el tejido hepático, lo cual, de no ser tratado oportunamente, puede progresar a cirrosis y en última instancia producir insuficiencia hepática (Irshad, 2025). Por lo anterior, el diagnóstico precoz y la adecuada estratificación del estado de fibrosis del hígado es vital para guiar las decisiones clínicas, el tratamiento y pronóstico.

Tradicionalmente y de forma particular en los últimos años, gracias a los rápidos avances tecnológicos y una comprensión cada vez más profunda de las enfermedades hepáticas, la evaluación histopatológica mediante biopsia, se ha convertido en el pilar de referencia definitivo para la evaluación y el tratamiento de las enfermedades tanto neoplásicas como no neoplásicas, sin embargo, también presenta algunas limitaciones (Gopal, 2025; Cao, 2025).

A pesar de constituir un procedimiento que en sí mismo asocia un bajo riesgo para los pacientes y bajo costo para los sistemas de salud, las muestras obtenidas pueden ser en ocasiones insuficientes, presentar variación de muestreo y estar sujetas a diferencias en la interpretación intra e inter observador, razón por la cual, cada vez más, se encuentran disponibles nuevas técnicas no invasivas y radiológicas, que están modificando las indicaciones para realizar biopsia hepática (Neuberger, 2021).

La elastografía hepática es una técnica segura y no invasiva, la cual ha surgido como alternativa a la biopsia, permitiendo determinar la rigidez hepática, como indicador de fibrosis, mediante diferentes técnicas, particularmente en contexto de hepatopatía crónica (Mahmud, 2019; Rasool, 2025; Charoenchue, 2024; Pierce, 2024). Su costo relativamente bajo en comparación con la biopsia, su facilidad de uso y eficacia diagnóstica, la han convertido en una herramienta prometedora en el manejo y seguimiento de las enfermedades hepáticas (Abdelbary, 2021).

Debido a la creciente cantidad de literatura científica disponible en los últimos años, y a los avances tecnológicos en elastografía hepática, resulta de gran importancia y es el objetivo de este trabajo, llevar a cabo una revisión bibliográfica sistemática, crítica y actualizada, que integre fundamentos teóricos, modalidades disponibles, aplicación clínica, recomendaciones y proyecciones a futuro, para contribuir con una mejor comprensión y promover su uso en nuestro país como herramienta en el manejo del paciente con hepatopatía crónica.

# Objetivos

## Objetivo General

Analizar la aplicación de la elastografía hepática por ultrasonido como método no invasivo en la evaluación de la fibrosis hepática en el paciente con hepatopatía crónica, abordando sus fundamentos teóricos, modalidades, aplicación clínica y ventajas frente a los métodos invasivos.

## Objetivos Específicos

1. Describir la anatomía y fisiopatología hepática relevante para la comprensión de los principios de la elastografía.
2. Explicar los fundamentos físicos del ultrasonido y de la elastografía, incluyendo los mecanismos de generación y propagación de ondas.
3. Explicar las principales técnicas de elastografía hepática por ultrasonido utilizadas en la práctica clínica, incluyendo sus características técnicas y metodológicas.
4. Describir las aplicaciones clínicas de la elastografía hepática, especialmente en la evaluación de fibrosis secundaria a distintas etiologías.
5. Identificar las limitaciones técnicas y clínicas de la elastografía y los factores que pueden interferir en su rendimiento.
6. Mencionar los avances tecnológicos recientes en elastografía hepática y sus proyecciones futuras en el diagnóstico y manejo de la enfermedad hepática.

## Metodología

La presente corresponde a una revisión bibliográfica extensa sobre la aplicación clínica de la elastografía hepática por ultrasonido como método no invasivo para la evaluación de la fibrosis hepática.

La recopilación de la literatura científica se llevó a cabo utilizando principalmente los motores de búsqueda de las bases de datos especializadas del National Center for Biotechnology Information (NCBI) en <https://www.ncbi.nlm.nih.gov> y de PubMed en <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov>. Además, se contó con el apoyo de la plataforma SIBDI de la Universidad de Costa Rica (<https://sibdi.ucr.ac.cr>) para acceder a las diferentes revistas científicas y descargar los artículos cuyo contenido completo no era de acceso libre.

La búsqueda de artículos se llevó a cabo entre enero y el 30 de abril del año 2025. Se revisaron inicialmente más de 200 publicaciones, de las cuales se seleccionaron 146 artículos para ser incluidos en el trabajo con base en su relevancia, rigor metodológico y actualidad. Se hizo énfasis en la inclusión de información novedosa; por ello, la mayoría de las publicaciones seleccionadas se encuentran publicadas en los últimos cinco años previo al 2024. De forma excepcional, se incorporaron algunos artículos con hasta diez años de antigüedad, siempre que fueran considerados relevantes para contextualizar o sustentar aspectos fundamentales del estudio.

Se incluyeron artículos originales, revisiones sistemáticas, guías clínicas y estudios de cohorte que abordaran aspectos técnicos, aplicaciones clínicas, ventajas, limitaciones o avances recientes en la elastografía hepática, específicamente su utilidad como herramienta diagnóstica no invasiva por ultrasonido.

La estrategia de búsqueda empleó combinaciones de palabras clave, tales como: *elastography, liver fibrosis, ultrasound elastography, shear wave elastography, transient elastography, Fibroscan, hepatic stiffness, y non-invasive liver evaluation*, utilizando operadores los operadores “and” y “or” para optimizar los resultados. La información obtenida fue organizada de manera sistemática de acuerdo con los objetivos del estudio, priorizando el enfoque previamente descrito.

Los criterios de inclusión a los que fueron sometidas las recopiladas fueron: idioma inglés o español, año de publicación entre enero 2024 hasta abril 2025, estudios relacionados con elastografía general y elastografía hepática y su aplicación en seres humanos, artículos disponibles en texto completo y publicación en revistas indexadas.

Los criterios de exclusión incluyeron: estudios en modelos animales, reportes de caso aislados sin análisis generalizable, publicaciones con contenido redundante o sin rigurosidad científica evidente.

**Palabras claves:**

Hepatopatías, Cirrosis hepática, Elastografía, Ultrasonografía, Diagnóstico por Imagen.

# Introducción

## *Enfermedad Hepática Crónica y Cirrosis*

La enfermedad hepática crónica (EHC) se define como un deterioro progresivo de la función hepática durante más de seis meses, que incluye la síntesis de factores de coagulación y proteínas, la desintoxicación de productos nocivos del metabolismo y la excreción de bilis; es un proceso continuo de inflamación, destrucción y regeneración del parénquima hepático, que conduce a fibrosis y posteriormente cirrosis (Sharma, 2025).

La cirrosis hepática (CH) se define como la fibrosis y cicatrización del tejido hepático, caracterizada por nódulos regenerativos rodeados de bandas fibrosas, como resultado de un proceso inflamatorio crónico que involucra la activación de macrófagos y miofibroblastos en el hígado, con acumulación secundaria de colágeno en la matriz extracelular. Entre sus complicaciones se pueden mencionar ascitis, encefalopatía hepática, carcinoma hepatocelular (CHC) e hipertensión portal, entre otras; esta última condicionando importante morbimortalidad, por formación de colaterales venosas que posteriormente se pueden complicar con hemorragia varicosa, anemia ferropénica, trombocitopenia y en general, disminución de la calidad de vida de los pacientes (Fadlallah, 2025).

Tanto la CH como la EHC representan un importante problema de salud al encontrarse entre las principales causas de morbimortalidad a nivel mundial. La CH es la undécima causa principal de muerte y la decimoquinta causa principal de morbilidad, representando el 2,2% de las muertes y el 1,5% de los años de vida ajustados por discapacidad a nivel mundial en 2016, y se ubicaron entre las 10 principales causas de muerte en África, el Sudeste Asiático, Europa y el Mediterráneo oriental en 2023. Las principales causas de CH y otras EHC incluyen origen viral como hepatitis B (VHB) y hepatitis C (VHC), la enfermedad hepática relacionada con el alcohol (ALD) y la esteatohepatitis asociada a disfunción metabólica (MASH) (Tham, 2025; Cheemerla, 2021).

Históricamente, la hepatitis viral ha sido la principal etiología, sin embargo, dada la mejoras en estrategias de prevención, como la vacunación contra VHB y el tratamiento antiviral en el caso de VHC, se han registrado la disminución global en tasas de mortalidad por

enfermedad hepática por esta causa. Por el contrario, la ALD ha experimentado un incremento significativo en la mortalidad y continúa siendo la principal causa de muerte relacionada con el alcohol en todo el mundo, problema que se exacerbó con la pandemia de COVID-19 en donde estudios informaron un aumento de hasta 24% en el consumo de alcohol. Por otro lado, el incremento en tasas de obesidad en diferentes partes del mundo, ha incrementado la incidencia de la forma inflamatoria de la enfermedad hepática esteatótica asociada a disfunción metabólica, la cual puede progresar a cirrosis y cáncer de hígado. Se prevé que ambas condiciones continúen en aumento e impulsen en el futuro la creciente epidemiología de la EHC y la muerte relacionada a dicha condición (Tham, 2025; Cheemerla, 2021).

La fibrosis hepática, como eje central en la progresión de la EHC, puede ser reversible, particularmente al encontrarse en fases iniciales previo al desarrollo de CH y fallo orgánico. Se ha demostrado en estudios con modelos experimentales y con pacientes que la regeneración del parénquima hepático se encuentra condicionada por la EHC, por esta razón, resulta imperativo realizar un diagnóstico precoz de dicha condición con el fin de establecer un tratamiento adecuado y oportuno (Maroto-García, 2024).

### *Técnicas de Imagen en el Diagnóstico Hepático*

Las diferentes modalidades de imagen diagnóstica desempeñan un papel fundamental en la detección, caracterización, evaluación de respuesta y el tratamiento de las EHC focales y difusas (Van Beers, 2015; Narayanasamy, 2025). La ecografía (sin y con contraste dinámico), tomografía computarizada (CT) dinámica contrastada y las diferentes secuencias de resonancia magnética (RM), se han establecido como pilares en el abordaje de la enfermedad hepática, siendo de gran utilidad en patologías como esteatosis, enfermedades de depósito, hallazgos indirectos de hipertensión portal, cirrosis, hepatocarcinoma (el cáncer primario de hígado más frecuente) y enfermedad metastásica (Van Beers, 2015; Narayanasamy, 2025; Pomohaci, 2025; Kazi, 2024).

Como se mencionó previamente, la fibrosis y cirrosis representan la etapa terminal de la EHC, indiferentemente de su causa subyacente, y son altos contribuyentes a la morbimortalidad

global. La detección temprana de cambios fibróticos es el eje angular del manejo del paciente hepatópata crónico, debido a la potencial reversibilidad, sin embargo, una limitación en común de los métodos tradicionales de imagen es su pobre capacidad en la detección de estadios tempranos fibrosis (Narayanasamy, 2025), ya que los cambios histopatológicos por esta condición preceden a los hallazgos macroscópicamente visualizables en las imágenes médicas (Sharma, 2025; Chowdhury, 2023); y es por esto que el desarrollo de métodos no invasivos más precisos para detectar la rigidez del parénquima hepático ha presentado un auge en las últimas décadas.

### *Elastografía*

La elastografía comprende un conjunto de técnicas que miden la rigidez tisular de forma no invasiva. Su uso en el entorno médico ha cobrado notable relevancia, gracias al reconocimiento de que muchos procesos patológicos afectan la rigidez de los tejidos, lo que proporciona un nuevo objetivo a las imágenes médicas para la evaluación de la biología de las enfermedades (Ozturk, 2018).

En el caso específico de la hepatología, la elastografía se ha convertido en la herramienta pivote para la estimación de forma cuantitativa con gran precisión la rigidez del parénquima hepático. Sin embargo, su aplicación va más allá de su correlación con fibrosis, incluyendo también evaluación y clasificación de la hipertensión portal, y aún más importante, la evaluación pronóstica de la enfermedad hepática crónica (Van Beers, 2015; Pomohaci, 2025; Dajti, 2025).

Existen distintas modalidades de elastografía, siendo la elastografía por ultrasonido (EUS) una de las más utilizadas dada la excelente combinación entre un buen desempeño diagnóstico, facilidad de uso y bajo costo de aplicación (Li, 2022). La EUS incluye diferentes técnicas, que se pueden dividir en tres enfoques: elastografía de deformación semicuantitativa y las técnicas basadas en imágenes de fuerza de radiación acústica (ARFI), como los son la elastografía por ondas transversales (SWE) y la elastografía transitoria

controlada por vibración (VCTE) (Ozturk, 2018; Li, 2022), cada una de ellas con sus particularidades técnicas y aplicaciones clínicas.

# Capítulo 1: Fundamentos Anatómicos y Fisiológicos del Hígado

## *1.1 Anatomía Hepática*

El hígado representa aproximadamente el 2% del peso corporal de un adulto, es un órgano sólido localizado en el cuadrante superior derecho del abdomen desde el quinto espacio intercostal en la línea medioclavicular, hasta el reborde costal derecho. Es imprescindible para el cuerpo humano ya que es responsable de múltiples funciones relacionadas al metabolismo, la inmunidad, digestión, desintoxicación, almacenamiento de vitaminas, entre otras (Vernon, 2025; Kalra, 2025).

Es la glándula más grande del cuerpo; actúa como órgano exocrino en la síntesis de sales biliares y en la conjugación de la bilirrubina; y actúa como órgano endocrino en el control de la glicemia mediante la insulina y el glucagón. Sintetiza proteínas como fibrinógeno, albúmina, protrombina y aminoácidos, y los transforma en enzimas y hormonas peptídicas; adicionalmente interviene en el metabolismo de los ácidos grasos, lipoproteínas, colesterol, fosfolípidos y carbohidratos, lo que incluye el almacenamiento de glucógeno y la gluconeogénesis. Participa en el metabolismo del ácido láctico, el amoníaco, y almacena vitaminas y minerales, entre otras funciones más (Vernon, 2025).

La vasculatura hepática hace de este un órgano único respecto a los demás, ya que se encuentra compuesta por tres principales sistemas. Dos suministros dados por la arteria hepática y el sistema venoso portal, los cuales discurren de forma paralela y se mezclan a nivel de los sinusoides hepáticos; y una red de drenaje dada por las venas hepáticas que conducen a la vena cava inferior (Lorente, 2020). La adecuada función hepática requiere la adecuada disposición espacial de este sistema de irrigación y drenaje, así como de la red de conductos biliares intrahepáticos a nivel del lobulillo hepático, la unidad funcional más pequeña de hígado (Cast, 2015).

Anatómicamente, el hígado se encuentra dividido en cuatro lóbulos: derecho, izquierdo, caudado y cuadrado. El lóbulo cuadrado se encuentra en la superficie inferior del lóbulo

derecho y el lóbulo caudado entre los lóbulos izquierdo y derecho, en una posición anterior y superior, sin embargo, desde el punto de vista funcional y quirúrgico, el hígado ha sido dividido en ocho segmentos, llamados segmentos de Couinaud, basados en la distribución de la circulación portal y venosa. Este concepto se basa en que la vena porta principal se divide en una rama derecha e izquierda, dividiendo el hígado en un lóbulo derecho e izquierdo, y que las tres venas hepáticas eferentes (izquierda, media y derecha) se entrelazan con estas ramas, separando los sectores de cada lóbulo en segmentos (Cast, 2015; Bismuth, 2014).

De esta manera, se cuenta con un sector anterior derecho y un sector posterior derecho, separados por el plano en el que discurre la vena hepática derecha, los cuales a su vez se encuentran divididos en dos segmentos, uno caudal y otro craneal, por la rama derecha de la vena porta (segmentos 5/8 y 6/7, respectivamente). En el lóbulo izquierdo, la rama izquierda de la porta produce un arco hacia el ligamento redondo, a concavidad de este arco rodea el segmento 4 (dividido en un subsegmento craneal 4a y caudal 4b), y la convexidad emite dos ramas, una para el segmento 2 (craneal) y otra distal para el segmento 3 (caudal), separadas por la vena hepática izquierda. Finalmente, el segmento 1, se encuentra entre la cara posterior de la bifurcación portal y la vena cava, se encuentra irrigado por ramas portales más pequeñas que se originan en la bifurcación y es drenado por un número variable de venas hepáticas separadas directamente en la vena cava inferior (Bismuth, 2014; Fasel, 1996).

## *1.2 Fisiopatología de la Fibrosis Hepática*

La fibrosis hepática es un hallazgo clínico de alta significancia pues contribuye de forma importante la carga global de enfermedad de la EHC, asocia alta morbimortalidad en el paciente hepatópata crónico y es por sí misma la característica histopatológica con mayor impacto directo en la mortalidad (Khanam, 2021; Berumen, 2021). La fibrosis conduce al desarrollo de cirrosis, condición que se acompaña de otras complicaciones como el CHC y la insuficiencia hepática, dejando como única opción terapéutica definitiva el trasplante hepático (Berumen, 2021).

El proceso de fibrosis se debe a la acumulación de colágeno y otros componentes de la matriz extracelular, los cuales son necesarios para procesos de reparación tisular y cicatrización, sin embargo, la remodelación fibrótica puede perjudicar la función orgánica y estimular una mayor progresión de la enfermedad (Khanam, 2021). La patogénesis de este proceso es multifactorial y produce un deterioro progresivo que varía desde leve hasta grave, el cual puede ser inducido por ALD, enfermedad del hígado graso no alcohólico (NAFLD), esteatohepatitis no alcohólica (NASH), hepatitis autoinmune (HAI), lesión hepática inducida por fármacos y la hepatitis viral por VHB y VHC (Khanam, 2021; Berumen, 2021).

Independientemente de la etiología detrás del proceso de fibrosis, este se caracteriza por múltiples mecanismos que tienen como fin común la producción de factores profibróticos (FPF) que estimulan la activación y transformación de las células estrelladas hepáticas en miofibroblastos. Es importante notar que el daño inflamatorio agudo es benéfico para la regeneración tisular, sin embargo, la respuesta al daño inflamatorio crónico condiciona el proceso patológico de fibrosis (Berumen, 2021).

Entre las causas de fibrosis hepática, la esteatohepatitis asociada a disfunción metabólica (MASH) resalta como una de las más importantes debido a su capacidad de progresar a fibrosis avanzada. Conocida anteriormente como NASH, es una de las principales manifestaciones hepáticas del síndrome metabólico y se ha convertido en una de las causas dominantes de fibrosis hepática a nivel mundial, especialmente en países con alta prevalencia de obesidad, resistencia a la insulina, dislipidemia y estilos de vida sedentarios (Burra, 2023; Friedman, 2024). A nivel histológico, la MASH se caracteriza por la presencia de esteatosis macrovesicular, inflamación lobulillar y degeneración de los hepatocitos, lo cual desencadena un proceso inflamatorio crónico que favorece la activación de células estrelladas y el depósito de matriz extracelular. Se estima que más del 20% de los pacientes con MASH desarrollan algún grado de fibrosis significativa, y entre ellos, una proporción importante puede progresar a cirrosis o carcinoma hepatocelular, incluso en ausencia de otras comorbilidades hepáticas (Wang, 2023; Younossi, 2016).

Inicialmente y de forma conjunta, el daño hepático crónico produce: 1. Lesión de hepatocitos los cuales producen FPF como la osteopontina, NADPH oxidasa 4, Indian Hedgehog, y liberan exosomas que contienen micro ARN que posteriormente activara células madre hematopoyéticas, que también originarán miofibroblastos, 2. Producción de citocinas y factores de crecimiento, como el factor de crecimiento transformante  $\beta$  (TGF- $\beta$ ), por parte de las células de Kupffer (macrófagos hepáticos), neutrófilos, monocitos y células TH17; y 3. Capilarización de las células endoteliales sinusoidales hepáticas, las cuales pierden sus fenestraciones, reducen la activación la sintasa endotelial de óxido nítrico y secretarán FPF como TGF- $\beta$ 1, PDGF, interleucinas, factor de necrosis tumoral  $\alpha$  (TNF $\alpha$ ) y factor de crecimiento del endotelio vascular (VEGF), los cuales en conjunto promueven el reclutamiento de más células inflamatorias al sitio de la lesión. Todos estos procesos tendrán como desenlace la activación de miofibroblastos productores de colágeno tipo I y III (Berumen, 2021).

La acumulación del colágeno tipo I y III, posterior al proceso de necrosis hepatocelular, provoca la formación de un tejido cicatricial fibroso de sostén, conformado por múltiples bandas fibrosas que engloban en su interior tejido hepático aún sano, el cual puede sufrir un proceso de hiperplasia celular que dará origen a los conocidos nódulos de regeneración hepática. El tamaño de estos nódulos permitirá, posteriormente, la clasificación de la enfermedad cirrótica en los grupos micronodular (menor a 3mm), macronodular (mayor a 3mm) o mixta (Guilera, 2000).

Dado que la interacción de todos los factores previamente mencionados en la respuesta inflamatoria crónica es lo que conlleva a la fibrosis del hígado, se planteó como principal objetivo de los tratamientos antifibróticos el eliminar la causa subyacente de esta condición. En el pasado, se creía que no era posible revertir la fibrosis tisular hepática, sin embargo, ha sido demostrado en la actualidad, mediante el resultado de biopsias secuenciales y perfiles de expresión genética, que es posible no solo disminuir sino también revertir los cambios fibróticos en estadios tempranos, al suprimir el agente etiológico causante, independientemente de que este se trate de fibrosis biliar secundaria, hepatitis por VHB o VHC, NASH, HAI, fibrosis secundaria al abuso crónico de alcohol e incluso se ha

comprobado que la cirugía bariátrica o la reducción de peso causan regresión de la fibrosis por NASH debido a la reducción en síndrome metabólico resistencia a la insulina (Kisseleva, 2021).

La disminución de citocinas proinflamatorias y factores de crecimiento como el TGF $\beta$  en el hígado promueve que el número células estrelladas y de miofibroblastos activados se reduzca rápidamente lo cual produce una supresión en la producción de matriz extracelular; mientras que la producción de metaloproteinasas de matriz que degradan las fibras de colágeno se regula positivamente en comparación con la de sus inhibidores, lo cual promueve la reversión de la fibrosis (Kisseleva, 2021).

## Capítulo 2: Principios Físicos del Ultrasonido y la Elastografía

### *2.1 Fundamentos del Ultrasonido*

La ultrasonografía se define como una técnica de diagnóstico por imagen, la cual utiliza radiación no ionizante en forma de ondas ultrasónicas, con una frecuencia superior a las audibles por el ser humano, a través de transductores electromecánicos para obtener imágenes de los tejidos que se desea examinar en tiempo real (Díaz, 2024; Poggi, 2024). Estas ondas de alta frecuencia, entre los 2 y 18MHz, se transmiten como una onda mecánica, propagándose a través de los diferentes componentes corporales mediante la colisión con partículas que conforman un tejido vibrante, sin desplazarlas de su posición original (Poggi, 2024).

Existen principios básicos para la comprensión y aplicación de la ecografía clínica, donde los medios implicados en la propagación de la onda son el aire, el agua, fluidos corporales, tejidos blandos, sangre y hueso (Grogan, 2025). Primero que todo, cabe mencionar que el sonido tiene las mismas características físicas que todas las ondas, su frecuencia se mide en hercios (Hz) y se refiere a al número de ciclos por segundo emitidos por la sonda, depende exclusivamente de la fuente de emisión y es independiente de los tejidos (Poggi, 2024; Grogan, 2025).

La onda presenta una cresta y un valle que son las zonas de mayor y menor energía respectivamente; la amplitud es la distancia desde el valle hasta la cresta y representa la fuerza de la onda. La potencia acústica del ultrasonido es el cuadrado de la amplitud, se mide en vatios o decibeles (dB), y puede ser controlada por el ecografista mediante el ajuste de la ganancia; el concepto de intensidad se refiere a la potencia emitida en una unidad de área específica y el punto donde esta alcanza su máxima magnitud corresponde con el punto focal de los haces de ultrasonido. La longitud de onda es la distancia entre dos crestas, y es inversamente proporcional a la frecuencia, concepto que adquiere relevancia en su aplicación clínica, ya que una frecuencia más alta (menor longitud de onda) da como resultado una

mejor resolución de imagen, pero una penetración de profundidad menor (Poggi, 2024; Grogan, 2025; Powles, 2018).

La imagen sonográfica se produce mediante el intercambio de energía eléctrica y sonora entre cristales piezoeléctricos ubicados en la sonda de ultrasonido (efecto piezoeléctrico) (Poggi, 2024). Las ondas son producidas al aplicarse una rápida corriente eléctrica al cristal, el cual la convierte en energía sonora y emite hacia los tejidos (Powles, 2018). Cuando el sonido alcanza su objetivo, es reflejado (perdiendo parte de su energía por absorción, dispersión o refracción) hacia la sonda, la cual captura los ecos y los cristales piezoeléctricos convierten la energía sonora en energía eléctrica que posteriormente se interpretará en una imagen bidimensional (2D) (Poggi, 2024). El cristal espera a que los ecos de rebote sean recibidos antes de generar el siguiente pulso de ondas (US pulsado), lo cual suele tener un intervalo de 1 ms; cada cristal emite ondas de ultrasonido el 0,1 % del tiempo y recibe los ecos de retorno el 99,9 % restante (Powles, 2018).

La velocidad a la que las ondas atraviesan un tejido se conoce como velocidad de propagación, la cual es independiente de la frecuencia ya que se rige por las características de cada medio (Díaz, 2024; Poggi, 2024). A medida que la onda de ultrasonido avanza, encuentra interfaces entre los diferentes tejidos, los cuales tienen diferentes propiedades que determinan la oposición que presenta a la propagación de las ondas; esto se conoce como impedancia acústica. Los líquidos y tejidos con alta composición acuosa tienen baja impedancia, mientras que el aire y los tejidos sólidos (gas y huesos) presentan una mayor impedancia. La diferencia de impedancia entre ambos tejidos en una interfaz, determinará cómo se refleja el sonido y como se transmite (Poggi, 2024; Powles, 2018; Lieu, 2024).

Cuanto mayor sea la diferencia de impedancia acústica entre dos tejidos en una interfaz, mayor será la energía reflejada, lo cual, en términos de imagen, se traduce a más brillo; de igual manera, una interfaz producida por tejidos con una densidad similar, reflejará menos energía de regreso a la sonda, pero permitirá una mayor transmisión. La interfaz entre el tejido blando y el aire o el hueso, refleja casi toda la energía y evita su transmisión a tejidos que se encuentran a mayor profundidad. Esto explica por qué el ultrasonido resulta útil en la

valoración de tejidos blandos y poco útil para la evaluación de estructuras como huesos, intestino y pulmón (Poggi, 2024; Powles, 2018; Lieu, 2024). El uso de gel entre la sonda y la piel desplaza el aire y crea una interfaz favorable para la transmisión del sonido (Powles, 2018).

Finalmente, en ángulo de incidencia de las ondas supersónicas sobre cualquier superficie también determina la calidad de las imágenes obtenidas, ya que cuanto más perpendicular sea, las ondas regresarán a la sonda con mayor concentración, lo cual optimiza tanto la resolución como el brillo de la estructura. De igual manera, las ondas pueden desviarse de una línea recta cuando la velocidad de propagación difiere entre dos estructuras, fenómeno llamado refracción, el cual provocará un resultado similar en la formación de imagen. A medida que las ondas interactúan con los tejidos pierden energía debido a la refracción, dispersión y absorción, proceso conocido como atenuación (Grogan, 2025).

A medida que el pulso sonográfico encuentra las interfaces tisulares, partes de este se reflejan como ecos y el transductor sirve tanto para emitir el pulso como para capturar los ecos del retorno. Esto causa vibraciones en el transductor, las cuales se convierten en señales eléctricas mediante el efecto piezoeléctrico y son procesadas por el instrumento para producir la imagen, tomando en cuenta el tiempo transcurrido entre la generación del impulso, la recepción del eco y la distancia desde la sonda hasta la interfaz calculada con estas variables, asumiendo un promedio estimado de velocidad del sonido en tejidos blandos biológicos de 1540 m/s (Neagu, 2025).

Los dispositivos de ultrasonido médicos disponen de diferentes modos de imagen B, M, Doppler y Dúplex (Poggi, 2024). El transductor o sonda, compuesto por un conjunto de elementos piezoeléctricos, registra las intensidades y profundidades de las ondas para crear una imagen (Neagu, 2025). En el modo B (modulación de brillo), el procesador transforma las ondas sonoras en escalas de grises, generando una imagen bidimensional de la anatomía humana en tiempo real, dada por franjas brillantes que representan las interfases ecogénicas entre los tejidos en la que los valores de cada píxel se relacionan con la intensidad del eco, cuanto más intenso más claro el píxel correspondiente (Poggi, 2024; Neagu, 2025). Esta

modalidad, si bien es muy útil en la valoración del parénquima hepático, presenta limitación para evaluar propiedades funcionales como el grado de rigidez tisular, razón por la cual se originan técnicas complementarias como la elastografía.

La imagen bidimensional producida en el modo B puede presentar algunos artefactos que no correlacionan con la anatomía, los cuales, a pesar de no ser el objetivo de este trabajo profundizar, es importante conocer dado que para la adecuada aplicación de la técnica de elastográfica por ultrasonido, es necesario la correcta adquisición de imágenes en el modo B. Entre los más frecuentes se pueden mencionar:

Reverberación o líneas A: Producida por el rebote del eco entre dos interfaces altamente reflectantes. Las ondas reflejadas viajan de regreso al transductor con un tiempo más prolongado, generando una imagen con múltiples líneas con distancia similar entre ellas, de las cuales solo la línea más cercana debe considerarse real (Oglat, 2020).

Cola de cometa: Es similar al artefacto de reverberación, se produce por un fuerte rebote de ida y vuelta con una impedancia acústica muy alta o muy débil, observando los ecos reverberantes mezclados en una banda diminuta ecogénica. Clínicamente, son útiles para distinguir nódulos coloides de la tiroides o cristales de colesterol en la vesícula biliar, entre otros (Oglat, 2020).

Sombra posterior: Producido por estructuras que son altamente reflectantes las cuales devuelven la mayoría de las ondas hacia el transductor y no permiten el avance hacia tejidos más profundos, lo que resulta en una imagen con densidad hiperecoica brillante con una sombra hipoecoica oscura. Cabe mencionar el caso del aire, el cual, aunque no es denso, tampoco transmite ondas a las estructuras profundas creando sombras menos perceptibles, denominarse sombras "sucias" (Grogan, 2025).

Refuerzo acústico posterior: objetos llenos de líquido generan una atenuación mucho menor de la onda respecto a los tejidos adyacentes a ambos lados, por o tanto el tejido profundo a

la estructura llena de líquido se muestra mucho más brillante que el tejido ubicado cerca con la misma profundidad (Oglat, 2020).

Espejo: Es causado por superficies altamente reflectantes en el trayecto del haz del ultrasonido. El sonido es reflejado por dicha superficie, sin embargo, antes de regresar al transductor, es reflejado nuevamente por otra estructura, la cual desvía el eco de regreso hacia la superficie reflectante y de vuelta al transductor. Dado que el procesador emplea el tiempo de retorno del haz hacia el transductor, interpreta que la señal proviene de estructuras más profundas lo cual produce la imagen del lado opuesto de la superficie altamente reflectante (Grogan, 2025; Oglat, 2020).

## *2.2 Fundamentos Físicos de la Elastografía*

La elastografía es una técnica de imagen no invasiva que utiliza las propiedades físicas del ultrasonido para evaluar la elasticidad o rigidez de diferentes tejidos biológicos (Ce, 2022), medición que no es posible realizar mediante el ultrasonido convencional (Servente, 2021). En términos físicos, la elasticidad se refiere a la propiedad de la materia sólida de recuperar su forma y tamaño original tras la eliminación de las fuerzas deformantes (Patra, 2022). La elastografía presenta múltiples aplicaciones en distintos tejidos, como el corazón, tiroides, mama, próstata, músculo y particularmente el hígado, partiendo del hecho de que no solo cada estructura presente diferente elasticidad, sino también, que el tejido normal muestra propiedades mecánicas diferentes al tejido patológico, como es el caso de la fibrosis o enfermedad neoplásica (Ce, 2022; Servente, 2021).

El principio de elasticidad es derivado de la Ley de Hooke, la cual describe que la tensión aplicada a la materia es proporcional a su deformación, definiendo tensión como la fuerza deformante aplicada y deformación como el cambio en las dimensiones del cuerpo. En términos matemáticos, se expresa como:  $F = -k\Delta x$ , donde  $F$  es la tensión (fuerza por unidad de área),  $k$  una constante de proporcionalidad (módulo elástico) y  $\Delta x$  el cambio de dimensiones del cuerpo (Patra, 2022).

La importancia de la física de la elastografía radica en su capacidad de emplear diferentes técnicas para medir la rigidez tisular como una propiedad física específica de cada cuerpo, denominada módulo de Young, la cual es una constante de proporcionalidad que permite establecer una relación entre la tensión y la capacidad de deformación (Ozturk, 2018; Ce, 2022, Oglat, 2024). Cuanto mayor sea el módulo elástico, más tiende un material a resistir la deformación, lo que puede considerarse como una mayor rigidez (Sigrist, 2017).

Con base en la deformación estática y la velocidad de propagación de las ondas, se pueden clasificar diferentes tipos de módulo elásticos, entre ellos, el módulo de Young y el módulo elástico de corte (o de cizallamiento), los cuales proporcionan una medida de la dificultad de deformación del tejido blando tras la compresión y las ondas de corte (shear wave). Estos tipos de módulos elásticos varían en su método de deformación debido a la diferente producción de tensión, por ejemplo, el módulo de Young, produce una tensión perpendicular sobre el tejido, mientras que el módulo de corte produce una tensión de cizalla tangencial (Ce, 2022; Oglat, 2024).

A pesar de que el módulo de Young es suficiente en la mayoría de los casos prácticos para caracterizar las propiedades biomecánicas del tejido blando (Lu, 2019), las relaciones entre este módulo, el módulo de corte y la velocidad de las ondas de corte, son importantes dado que según sea la técnica utilizada y el proveedor, se informan diferentes parámetros en los resultados. Por ejemplo, la elastografía por RM indica la magnitud del complejo de módulo de corte, la cual se calcula a partir de diferentes secuencias de pulsos multifásicos, mientras que la elastografía por ondas transversales informa la velocidad de las ondas de corte (en m/s o cm/s) o directamente su conversión en el módulo de Young (en kPA), lo cual, a pesar de ser técnicamente sencillo realizar la conversión entre dichos factores, dificulta la comparación del módulo de Young reportado por US y el módulo elástico por RM (Sigrist, 2017).

Con el rápido avance de la tecnología, la elastografía ha evolucionado de la elastografía cuasiestática (o basada en deformación) a la elastografía dinámica (o basada en ondas transversales), cuya diferencia clave radica en los estímulos aplicados, concretamente la

fuerza de radiación mecánica o acústica, y la respuesta del tejido blando (Ozturk, 2018; Lu, 2019). En la elastografía basada en la deformación, la fuerza se aplica mediante la presión de la sonda o mediante una fuerza mecánica endógena (como la pulsación arterial), mientras que, en la basada en ondas transversales, el sistema de imágenes induce una onda transversal (Ozturk, 2018; O'Shea, 2021). Si bien cada una de estas técnicas funciona de forma diferente, siguen el mismo principio de inducir deformación en el tejido objetivo mediante una tensión (fuerza externa o interna), observar la respuesta del tejido, y con base en esto inferir sus propiedades mecánicas (Lu, 2019; O'Shea, 2021).

A pesar de que la elastografía cuasiestática no permite calcular el módulo de Young dado que se desconoce la fuerza aplicada sobre el tejido de interés (O'Shea, 2021), la mayoría de los proveedores de equipos para elastografía de ondas de corte transversal ofrecen sistemas de cálculo automáticos y la capacidad de visualizar los valores de rigidez tanto en kPA como en m/s y realizar sus respectivas conversiones (Ozturk, 2018).

## Capítulo 3: Técnicas de Elastografía Por Ultrasonido

A partir de los principios previamente mencionados, las técnicas sonográficas de elastografía actualmente disponibles se categorizan de la siguiente manera; 1. Imágenes de deformación (“strain imaging” ST), la cual proporciona una evaluación cualitativa del módulo de Young al medir la deformación de un tejido al que se le aplica una tensión normal, y 2. Imágenes de ondas transversales (“shear wave imaging” SWI) donde se obtiene una medición cuantitativa de la deformación al aplicar una tensión dinámica mediante un dispositivo vibratorio mecánico o fuerza de radiación acústica (Oglat, 2024; Lu, 2019).

### *3.1 Imágenes de Deformación / Strain Imaging*

La obtención de imágenes de deformación fue la primera técnica descrita de elastografía por ultrasonido. Se clasifica como una técnica que proporciona la evaluación cualitativa del módulo de Young, al aplicar una tensión normal y subsecuentemente medir la deformación normal. La imagenología de deformación se puede dividir en dos mecanismos: elastografía de deformación (SE) e impulso de fuerza de radiación acústica (ARFI) (Oglat, 2024; Sigríst, 2017; Lu, 2019).

#### 3.1.1 Elastografía de deformación (Strain Elastography)

La SE es una técnica de imagen cualitativa o semicuantitativa que mide la rigidez tisular mediante la aplicación de presión externa (Shahzad, 2022), la cual, debido a esto, se considera una de las técnicas de elastografía más desafiantes. Se divide en dos métodos: excitación y compresión manual. La compresión manual puede ser útil para evaluar órganos superficiales y su patología, en este método el operador aplica compresión y presión manual en la región de interés, lo que es particularmente útil para identificar una patología superficial, por ejemplo, en el tejido tiroideo o mamario. Por otra parte, el método de excitación, el transductor sonográfico se mantiene estable, y utiliza información del desplazamiento del tejido de interés que se genera del movimiento fisiológico interno, por no depende de la compresión aplicada superficialmente, esto que lo hace beneficioso en la evaluación de órganos más profundos, como el sistema cardiovascular (Oglat, 2024; Lu, 2019).

Para este punto, se debe tener claro que los tejidos más rígidos se deforman menos y consecuentemente presentan una deformación menor y un módulo de Young más alto (Agarwal, 2024). Las lesiones malignas, al ser generalmente, más rígidas que las benignas y presentan valores de deformación más bajos (Shahzad, 2022).

La evaluación cualitativa se basa en una escala de colores que utiliza un sistema de puntuación visual de cinco puntos, un color más cercano al extremo rojo o azul del espectro cromático, según el sistema de imagen utilizado, muestra el tejido más rígido y, por lo tanto, una mayor probabilidad de malignidad (Shahzad, 2022). La evaluación semicuantitativa, debido a que en la práctica clínica se desconoce la tensión aplicada al tejido, se realiza mediante el cálculo de la razón de deformación (SR), la cual compara la capacidad de deformación del tejido diana de interés con la capacidad de deformación de referencia normal; un SR mayor a 1 indica que la deformación de la lesión diana es menor que la del tejido de referencia normal, lo que indica una menor deformación y mayor dureza (Agarwal, 2024; Zhang, 2023), lo cual es característico de lesiones malignas (Shahzad, 2022).

### 3.1.2 Impulso de Fuerza de Radiación Acústica (ARFI)

El ARFI es una técnica alternativa para medir la deformación en situaciones donde no se aplica excitación ni estimulación externa (Oglat, 2024). En esta técnica, se utiliza el mismo transductor para generar y analizar el desplazamiento tisular; la deformación del tejido es producida mediante un pulso acústico de empuje de corta duración (0,1-0,5 ms) y alta intensidad (promedio de pulso pico espacial de 1400 W/cm<sup>2</sup> y promedio temporal de pico espacial de 0,7 W/cm<sup>2</sup>), que produce un pequeño desplazamiento (aproximadamente 10 a 20 μm) en la dirección perpendicular a la superficie (Ce, 2022; Ferraioli, 2024).

El desplazamiento dentro de una región de interés (ROI) específica se mide posteriormente mediante los mismos métodos que en la elastografía de deformación, además, de forma similar a la elastografía de deformación, los desplazamientos pueden visualizarse como un elastograma superpuesto a la imagen en modo B (Oglat, 2024). La rigidez de la ROI es

inversamente proporcional a la magnitud del desplazamiento inducido por ARFI, por lo que el desplazamiento a lo largo del tiempo de estimulación de ARFI, incluyendo el desplazamiento máximo, el tiempo para alcanzar el desplazamiento máximo y el tiempo de la recuperación total del desplazamiento, se utiliza para calcular la elasticidad del área focal (Oglat, 2024; Sigrist, 2017).

### *3.2 Imágenes de Ondas Transversales / Shear Wave Imaging*

Las imágenes de ondas transversales conforman es una técnica de elastografía que, a diferencia de las imágenes de deformación (las cuales miden el desplazamiento físico del tejido en paralelo a la tensión normal aplicada), utiliza una tensión dinámica para generar ondas transversales en dimensiones paralelas o perpendiculares (Oglat, 2024; Lu, 2019). Esta técnica permite estimar la elasticidad de los tejido de forma cualitativa y cuantitativa mediante la medición de la velocidad de propagación de dichas ondas (Kim, 2024). Existen tres enfoques técnicos de aplicación de esta modalidad: la elastografía transitoria unidimensional (1D-TE), la elastografía puntual de ondas transversales (pSWE) y la elastografía bidimensional de ondas transversales (2D-SWE).

#### 3.2.1 Elastografía transitoria unidimensional (1D-TE)

La 1D-TE fue la primera técnica de imagen por ondas transversales desarrollada. Es la más ampliamente disponible y utilizada de las tres. Si bien esta técnica se basa en la ecografía no requiere el uso directo del modo B, sino que utiliza ultrasonidos en modo A que miden la velocidad de la onda transversal y de esa manera calculan el módulo de Young. Su principal uso es la evaluación de la fibrosis hepática, lo que posteriormente condujo al desarrollo de FibroScan®, un sistema no invasivo que utiliza ondas transversales mediante vibración externa que se propagan a través del tejido (Oglat, 2024).

#### 3.2.2 Elastografía puntual de ondas transversales (pSWE)

En esta técnica se utiliza la ARFI para generar desplazamiento tisular en una ROI. En lugar de medir el desplazamiento tisular directamente, se rastrean ondas transversales que resultan a partir de la conversión interna de las ondas longitudinales que generan la deformación por

absorción de la energía acústica. Se evalúa la velocidad de las ondas transversales perpendiculares al plano de excitación y esto se expresa directamente o convertido al módulo de Young para estimar cuantitativamente la elasticidad del tejido (Ozturk, 2018; Dajti, 2025; Lu, 2019). A diferencia de la 1D-TE, la pSWE puede realizarse en un ecógrafo convencional utilizando una sonda estándar, lo cual brinda ventajas como el poder utilizar el modo B para visualizar el tejido y seleccionar la ROI ideal. Dos productos comerciales que utilizan esta tecnología son Virtual Touch™ Quantification de Siemens y ElastPQ™ de Philips (Lu, 2019).

### 3.2.3 Elastografía bidimensional de ondas transversales (2D-SWE)

La 2D-SWE es el método más novedoso que utiliza la fuerza de radiación acústica. En lugar de una única ubicación focal, como en las imágenes de deformación ARFI y la pSWE, con esta técnica se interrogan múltiples zonas focales en rápida sucesión, a una velocidad superior a la de la onda transversal. Esto permite la monitorización en tiempo real de las ondas transversales en 2D para la medición de la velocidad de la onda transversal o el módulo de Young, y la generación de elastogramas cuantitativos (mapas de rigidez tisular). Estos mapas en color en tiempo real, añadidos a la imagen en modo B, permiten al operador evitar la confusión con estructuras anatómicas como los vasos sanguíneos (Ozturk, 2018; Lu, 2019; O'Hara, 2024, (Cè, 2023).

Actualmente, algunos de los sistemas disponibles comercialmente que utilizan esta tecnología: VirtualTouch™ Imaging Quantification de Siemens, Shear Wave Elastography de Philips, Shear Wave™ Elastography de SuperSonic Imagine, 2D-SWE de GE Healthcare, Acoustic Structure Quantification™ (ASQ) de Toshiba (Ozturk, 2018; Lu, 2019) y S-Shearwave™ Elastography de Samsung (Samsung Medison Clinical Research Group, 2017).

## Capítulo 4: Aplicación Hepática de la Elastografía por Ultrasonido

### *4.1 Elastografía Transitoria con FibroScan® (Echosens, París, Francia).*

La elastografía transitoria (TE) con FibroScan® es un método diagnóstico que evalúa el grado de fibrosis hepática midiendo los valores de rigidez tisular (Kim, 2024). El dispositivo cuenta con una sonda capaz de emitir ultrasonido y ondas elásticas de baja frecuencia, las cuales atraviesan la piel entre los espacios intercostales y se propagan a través el parénquima hepático hasta ser devueltas al transductor fijo; el software integrado procesa los datos de la velocidad de cruce de la onda elástica en el hígado y proporciona un valor numérico expresado en kPA para cada medición (Kim, 2024; Rinaldi, 2023). La mediana de 10 mediciones representa el resultado del examen (Rinaldi, 2023).

La rigidez del tejido es proporcional al cuadrado de la velocidad de propagación de la onda transversal, por lo que cuanto mayor sea la velocidad de movimiento, más rígido será el hígado, lo que sugiere progresión relativa de la fibrosis hepática (Kim, 2024).

Se han descrito diferentes estadios histológicos de fibrosis hepática progresiva (Barr, 2015). El sistema de puntuación METAVIR (Metaanálisis de Datos Histológicos en Hepatitis Virales) se utiliza para la evaluación de muestras histológicas hepáticas y evalúa el nivel de fibrosis y la de actividad histológica (Chowdhury, 2023). El nivel de fibrosis varía de F0 (ausencia de fibrosis) a F4 (cirrosis) y se basa en la presencia de fibrosis en el espacio porta y el número de septos. Un nivel F2 o superior se considera fibrosis significativa, mientras que un nivel F3 o superior se considera fibrosis avanzada (Chowdhury, 2023; Park, 2024). El estadio de la fibrosis hepática es importante para determinar el pronóstico y la vigilancia, así como para priorizar el tratamiento y el potencial de reversibilidad (Barr, 2015).

Con el pasar de los años se han realizado múltiples estudios para comparar la rigidez hepática obtenida con FibroScan® y los hallazgos histológicos (Kim, 2024). Estos resultados han permitido establecer valores de corte en kPA correspondientes a los diferentes grados de

fibrosis (METAVIR); aunque con algunas discrepancias, se ha logrado demostrar que los datos obtenidos de la rigidez tisular con FibroScan® son suficientemente comparables con los histológicos (Cristoferi, 2021).

Los valores de corte han demostrado que, en general, la TE con FibroScan® proporciona una precisión diagnóstica satisfactoria en diferentes enfermedades hepáticas para la identificación del grado de fibrosis (Fang, 2021). Esta técnica se ha incorporado contundentemente a la práctica clínica desde el 2005 para la evaluación de pacientes con hepatitis viral crónica (Oh, 2021) y desde el 2015 en la selección de pacientes con cirrosis fibrosis grave y hepatitis C, para el tratamiento con nuevas terapias antivirales (European Association for the Study of the Liver, 2017).

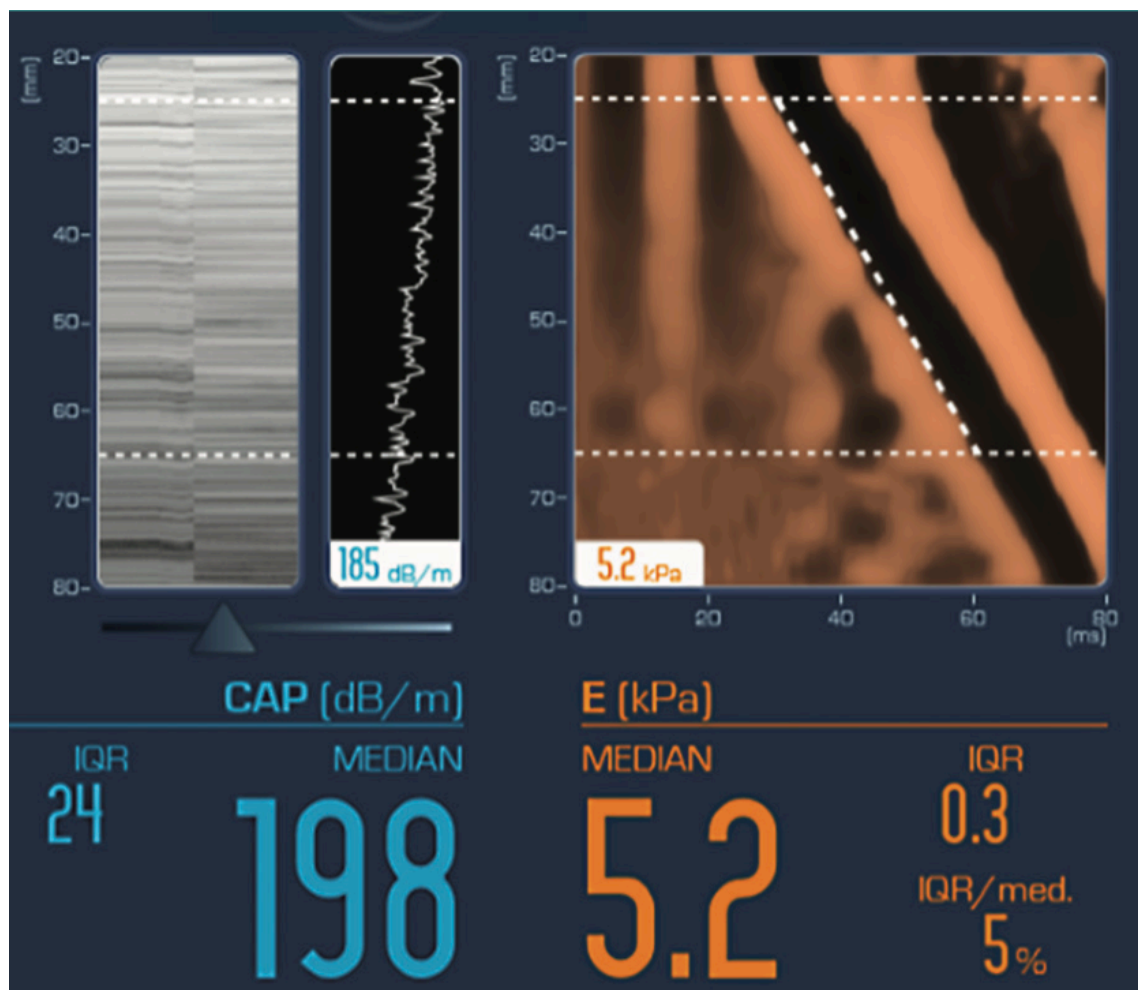
Adicionalmente, se ha adicionado un nuevo software a esta tecnología que permite proporcionar una estimación de la cantidad de grasa hepática, llamado parámetro de atenuación controlada (CAP), lo cual ha ampliado los usos del FibroScan® en el contexto de la enfermedad del hígado no alcohólica (Castera, 2019; Bauer, 2023). Esta doble función del dispositivo ha permitido valorar la fibrosis y la esteatosis hepática. En la actualidad el FibroScan® se considera como elemento esencial en los centros de hepatología especializados y se incluye en el algoritmo diagnóstico de enfermedades hepáticas, ya que ha demostrado ser un método no invasivo de valor diagnóstico fiable (Jayaswal, 2020).

Se debe recordar que la TE, a pesar de ser una técnica basada en ultrasonido, no utiliza guía directa de imagen. Se debe posicionar una sonda de 3,5 MHz, de 2,5 MHz (en caso de pacientes obesos) o de 5,0 MHz (en caso de niños), aproximadamente al nivel del 9º a 11.º espacio intercostal derecho, en la zona de mayor matidez a la percusión y se examina una porción del hígado aproximadamente a 6 cm de profundidad. Se obtendrá una imagen como la presentada en la figura 1 que muestra la propagación de la onda transversal a lo largo del tiempo en la ROI (Barr, 2015).

La imagen debe evaluarse para corroborar que el fondo sea uniforme y la propagación de la onda transversal lineal. El software determinará si cada medición es válida o no, en caso de

no ser exitosa no se arrojará un valor de rigidez. Se considera un procedimiento fallido cuando no se obtiene ningún valor después de al menos 10 intentos. La validación de las mediciones incluye: al menos 10 muestras válidas; proporción de muestras válidas respecto al número total de muestras de al menos el 60%; y IQR (rango intercuartil) que refleja la variabilidad de las medidas inferior al 30% de la mediana de las mediciones de rigidez hepática (Barr, 2015). Los valores de rigidez tisular en la TE con FibroScan® varían de 1,5 a 75 kPa, y el límite superior normal es de aproximadamente 5 a 5,5 kPa (Kim, 2024).

**Figura 1:** Imagen de Elastografía Transitoria.



**Nota.** Imagen de TE en una mujer de 50 años con hepatitis C crónica. Se muestra una imagen en modo tiempo-movimiento, amplitud y elastograma. La pendiente de la línea blanca en el elastograma indica la rigidez; en este caso un valor de 5,2 kPa dentro del rango normal. El índice intercuartil (IQR) es de 0,3, con un valor de IQR/mediana del 5%, lo que confirma que las 10 mediciones obtenidas son de alta calidad. Reproducido de Elastography assessment of liver fibrosis: Society of Radiologists in Ultrasound consensus conference statement, por Barr, R., et al., 2015, Radiology, 276(3), pp. 845–861. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2015150619>

Respecto a las ventajas de la TE con FibroScan®, se tiene su amplia disponibilidad en consultas hepatológicas, la facilidad de uso por parte del personal médico y su excelente reproducibilidad con alta concordancia entre operadores entrenados; es un método no invasivo, rápido y confiable para evaluar la rigidez hepática, y resulta particularmente útil en pacientes con obesidad mediante el uso de la sonda XL (2,5 MHz). A pesar de esto, como cualquier otro método, presenta limitaciones, como la falta de guía sonográfica en modo B, la imposibilidad de evitar estructuras como masas o vasos grandes, y su ineficacia en pacientes con ascitis o en la evaluación de la distribución heterogénea de la enfermedad hepática. Además, requiere recalibración periódica, y su precisión se puede ver afectada por factores como la grasa subcutánea, la morfología torácica, el incumplimiento del ayuno y una colocación inadecuada de la sonda, lo que resalta la importancia de una adecuada capacitación del operador (Kim, 2024; Harris, 2018; Xia, 2018).

Por lo anterior, el uso de la ecografía para identificar el punto de medición óptimo es una modalidad que puede ofrecer ventajas (Lee, 2021). La última generación de modelos de FibroScan® incorpora una ecografía estándar que permite visualizar el segmento hepático donde se realizará la medición (Gatos, 2022).

#### *4.2 Elastografía por Ondas de Corte Puntuales (pSWE)*

Es un método más novedoso que el FibroScan®, introducido originalmente por Siemens en escáneres clínicos Virtual Touch™, el cual actualmente puede utilizarse en equipos de otros proveedores (Zhang, 2020).

A diferencia del FibroScan® que utiliza un impulso mecánico extracorpóreo, la pSWE induce ondas de corte mediante el método de excitación ARFI ya descrito previamente (Zhang, 2020). El transductor enfoca localmente la energía de las ondas longitudinales ultrasónicas en una ROI del hígado definida por el operador de aproximadamente 1 cm<sup>3</sup>, y una fracción de esta energía se convierte en ondas de cizallamiento, las cuales al mismo tiempo con capturadas por el transductor para evaluar la rigidez hepática (Zhang, 2020; Patil, 2024). Las

estimaciones de la rigidez tisular se expresan de forma cuantitativa como velocidad de onda de corte en m/s o se convierten al módulo de Young en kPa (Patil, 2024).

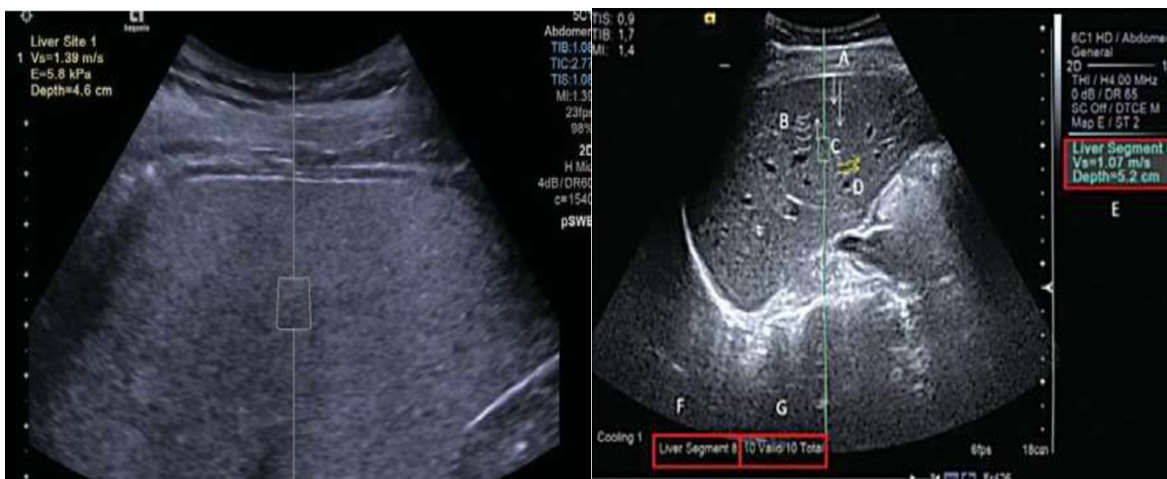
La pSWE se complementa con la incorporación en una adquisición de imágenes en modo B, lo cual permite al operador visualice el tejido hepático y seleccione una región sin vasos sanguíneos, sombras acústicas costales, conductos biliares grandes ni vesícula biliar, como se muestra en la figura 2 (Zhang, 2020; Park, 2019).

En la técnica pSWE, el transductor debe posicionarse en el espacio intercostal sobre la topografía del lóbulo hepático derecho, estar perpendicular a la cápsula hepática y el recuadro de ROI debe colocarse 1-2 cm por debajo de la cápsula hepática para evitar artefactos de reverberación y el parénquima hepático subcapsular, que es más rígido debido a la proximidad al tejido de la cápsula hepática (Fang, 2020; Yu, 2023).

El resultado se obtiene de la mediana de 10 mediciones, de las cuales se determina la mediana, la media, la desviación estándar y el IQR. La fiabilidad de los resultados se obtiene con una relación IQR/mediana inferior al 35% en kPa 74, o menor al 15% para medidas en velocidad (ALPINION medical systemns, 2022). Cuanto menor sea el IQR, mayor será la confiabilidad del resultado de la prueba (Carnaúba, 2023; Fasel, 1996).

Se ha demostrado una excelente repetibilidad y reproducibilidad de esta técnica tanto estudios que incluyen sujetos sanos como con EHC (Carnaúba, 2023). Se han reportado coeficientes de correlación intraclase de hasta 0,89 a nivel intraobservador y 0,85 intraobservador con cohortes de pacientes con enfermedades hepáticas mixtas sometidos a pSWE, e incluso existe evidencia de que la reproducibilidad puede mejorar aún más con la capacitación. La tasa de fallos para la pSWE se ha reportado tan baja como de 1 a 2% (Zhang, 2020).

**Figura 2:** Representación esquemática de la elastografía por pSWE con dispositivo Siemens Acuson S2000<sup>TM</sup>.



**Nota:** A: Cápsula de Glisson, B: Pulsos acústicos, C: ROI (región de interés), D: Ondas de cizallamiento E: Velocidad y profundidad, F: Segmento hepático G: Número de medidas válidas (m/s). Reproducido de *Elastografía del hígado: guía práctica* (1.<sup>a</sup> ed.), por J. P. Carnáuba, R. A. Ferreira, S. B. Tenore y V. C. Magalhães, 2023, Centro de Referencia y Capacitación en ETS/Sida/SP, Coordinación de Control de Enfermedades – CCD, Secretaría de Estado de Salud – SP. Disponible en [https://elastobrasil.com.br/wp-content/uploads/2024/10/2351•Livro-Elastografia-Hepatica-JUN23\\_NET-ESP\\_v-1.pdf](https://elastobrasil.com.br/wp-content/uploads/2024/10/2351•Livro-Elastografia-Hepatica-JUN23_NET-ESP_v-1.pdf)

De manera similar a la TE, se ha confirmado por varios estudios de metaanálisis que pSWE tiene buena precisión diagnóstica para fibrosis hepática significativa y excelente precisión diagnóstica para cirrosis. Además, a diferencia de la TE, la precisión de pSWE generalmente no está limitada por la obesidad o estructuras interferentes como vasos sanguíneos o el tracto biliar, ni la presencia de ascitis, ya que la ROI se puede posicionar manualmente (Yu, 2023).

Algunos investigadores recomiendan el uso de pSWE para obtener mediciones de rigidez tanto en el hígado como en el bazo, ya que la combinación puede ser más eficaz para la estadificación de la fibrosis que las estimaciones de rigidez hepática por sí solas, fungir como potencial marcador de hipertensión portal y predecir el riesgo de complicaciones en pacientes con EHC avanzada compensada (Serai, 2025; Gaspar, 2025).

La pSWE se ha utilizado para monitorizar la progresión de la enfermedad, evaluar la respuesta al tratamiento e influir en la decisión de iniciar regímenes de tratamiento antiviral. Debido a su bajo costo y disponibilidad en equipos estándar, la pSWE puede ser una técnica

rentable para el cribado de enfermedades hepáticas crónicas. Algunas de sus limitaciones radican en que las mediciones pueden verse alteradas por el movimiento del hígado durante el ciclo respiratorio, el movimiento de estructuras internas (Zhang, 2020).

### *4.3 Elastografía 2D con Ondas Transversales (2D-SWE)*

La elastografía 2D-SWE es similar a la pSWE en el sentido que induce ondas transversales mediante el uso de ARFI para deformar los tejidos hepáticos, sin embargo, la diferencia radica en que pSWE emite un único pulso de empuje a un punto focal, mientras que la ecografía 2D-SWE genera ondas transversales en múltiples puntos, lo que produce un frente de onda transversal cónico a partir de múltiples pulsos ARFI para ampliar el campo de visión. La propagación de la onda transversal se rastrea mediante ondas ecográficas compresivas convencionales y se representa como un mapa de rigidez tisular codificado por colores en tiempo real, lo cual se puede superponer a la imagen convencional del modo B (Wei, 2020; Abdulla, 2025).

Mediante la imagen ecográfica en modo B, se delinea una ROI dentro del elastograma, el cual es la representación de un mapa cuantitativo de la rigidez del tejido hepático, que permite hacer ajustes de la ROI del tejido (hasta 4 cm de largo, 4 cm de ancho) en tiempo real con el objetivo de una hacer medición óptima (Alsowey, 2021). La velocidad media de la onda transversal (en m/s) dentro de la ROI se obtiene a partir de múltiples mediciones, que pueden convertirse al módulo de Young y expresarse en kPa (Zhang, 2020).

Una imagen en modo B de buena calidad es crucial para obtener mediciones precisas por este método, por lo que serán servirán de guía para la adecuada ubicación de la ROI dentro de un área homogénea del parénquima hepático, evitando vasos y conductos biliares. Dado que el recuadro de la ROI suele ubicarse en el centro de la imagen en modo B, se recomienda colocarla lejos de la cúpula hepática, las costillas y los pulmones para evitar artefactos de refracción (Gallet, 2024).

Los proveedores recomiendan colocar la ROI en una región con un código de color uniforme, con un nivel de confianza superior al umbral preestablecido. El nivel de confianza en 2D-

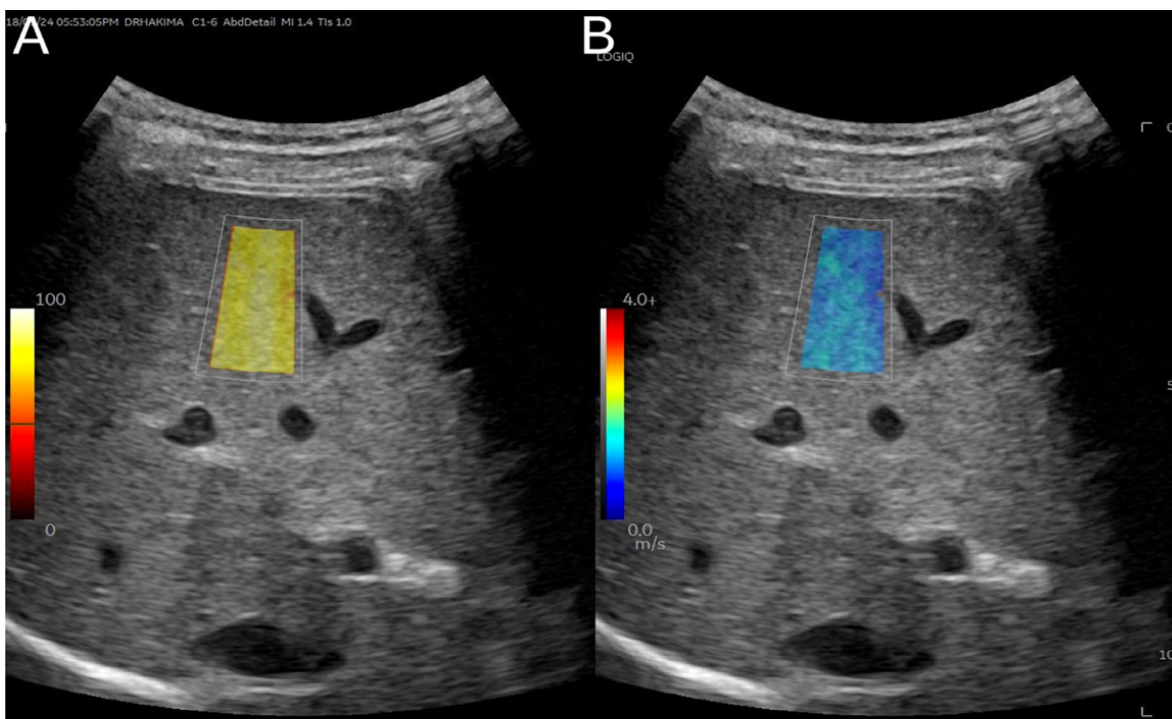
SWE refleja la calidad del valor de rigidez medido en cada píxel dentro de un cuadro de la ROI. Todos los fabricantes proporcionan un mapa de confianza con una barra de escala de colores que va del 0 al 100 %, donde el 100 % indica la mayor intensidad de onda transversal. Se puede aplicar un umbral de confianza a la vista fusionada de los datos en modo B y 2D-SWE. Cuando el nivel de confianza de los píxeles cae por debajo de este umbral, los valores de SWE correspondientes se consideran poco fiables e inconsistentes figura 3. (Gallet, 2024; Zheng, 2020).

Philips emplea un umbral de confianza del 60 % específicamente para las mediciones de rigidez hepática, mostrando claramente este valor en la pantalla de adquisición junto con una escala de confianza que va del 60 % al 100 %, por su parte GE utiliza una escala de confianza del 0 % al 100 %, destacando un umbral de confianza recomendado del 45 % (Gallet, 2024).

Es posible grabar un bucle de cine de múltiples fotogramas, y los fotogramas que muestran el patrón más estable se seleccionan para la medición de la rigidez. Esta función es especialmente ventajosa para pacientes pediátricos, ya que mitiga la dificultad de contener la respiración durante el procedimiento (Dyba, 2023).

La ecografía en 2D-SWE ha demostrado una mayor aplicabilidad para evaluar pacientes con obesidad y ascitis (limitantes para métodos como TE) (Carrión, 2023), presenta una excelente repetibilidad y reproducibilidad, con un coeficiente de correlación intraclase intraobservador superior a 0,90 e interobservador de 0,88; y adicionalmente una baja tasa de fallos de aproximadamente <5% (Wei, 2020) .

**Figura 3:** Imagen de elastografía 2D-SWE, obtenida con un escáner GE LOGIQ E10.



**Nota.** (A) Indicador de calidad que muestra la homogeneidad de la región de interés. (B) Elastograma que muestra la velocidad local de la onda de corte en la región de interés. Reproducido de *Quality assurance of point and 2D shear wave elastography through the establishment of baseline data using phantoms*, por J. Gallet, E. Sassaroli, Q. Yuan, A. Aljabal y M. Park, 2024, *Sensors (Basel)*, 24(15), 4961. <http://dx.doi.org/10.3390/s24154961>

Múltiples estudios han determinado un rendimiento de bueno a excelente para el diagnóstico de estadios de fibrosis significativa (F2-4) (Wei, 2020; Schulz, 2021; Guibal, 2016) y alta precisión diagnóstica para cirrosis (Charoenchue, 2024). Se ha demostrado que es comparable o mejor que la elastografía TE (Wei, 2020; Ayonrinde, 2022), y también comparable con la elastografía por RM en casos de fibrosis avanzada (cirrosis), aunque con menor precisión para fibrosis significativa (Charoenchue, 2024; Ayonrinde, 2022). Existen publicaciones que inclusive han demostrado que este método puede ser más preciso para predecir eventos relacionados con el hígado, que los marcadores séricos de las pruebas de fibrosis hepática (Wu, 2020). Un valor de corte de 5,0 kPa descarta eficazmente la rigidez hepática anormal, lo que enfatiza su practicidad y accesibilidad en la práctica clínica habitual (Charoenchue, 2024).

En cuanto a sus limitaciones, en comparación con la TE y la pSWE, el tiempo de muestreo de la SWE 2D puede ser mayor, ya que las ondas son de movimiento lento y se realiza más mediciones en un mayor volumen de tejido (Wei, 2020). Además, al igual que la pSWE, es susceptible al movimiento por lo que requiere contener la respiración, y se presenta la necesidad de ayuno, sobreestimación de valores obtenidos en caso de elevación de transaminasas, colestasis, hígado congestivo y dificultad para diferenciar estadios intermedios de fibrosis (Carrión, 2023).

Los valores de rigidez derivados de diferentes fabricantes no son directamente comparables, lo que complica el proceso de seguimiento de la enfermedad si se utilizan equipos de diferentes proveedores (Wei, 2020).

Los artefactos en las imágenes de la elastografía 2D-SWE, aunque se observan con mucha frecuencia en el ámbito clínico, son poco reconocidos, por lo que se debe enfatizar que la interpretación de esta técnica debe incorporar el reconocimiento básico de los artefactos sonográficos y debe ser realizada por ecografistas capacitados ya que es operador dependiente (Naganuma, 2020).

## Capítulo 5: Aspectos Operativos de la Elastografía Hepática

### *5.1 Indicaciones clínicas para la elastografía*

La principal indicación clínica para la elastografía hepática es la estadificación de la fibrosis en la enfermedad hepática crónica y cribado en pacientes con enfermedad del hígado graso no alcohólica (para descartar esteatohepatitis no alcohólica), con el objetivo principal de determinar la presencia o ausencia de fibrosis avanzada, ya que, como se ha mencionado anteriormente, determinar la presencia de cirrosis permitirá iniciar otros procedimientos de tamizaje y/o monitoreo y establecerá la prioridad para la terapia (Barr, 2015; Carrión, 2012).

Cabe destacar que el espectro de fibrosis avanzada (estadio F3) y cirrosis (estadio F4) es un continuo en pacientes asintomáticos y, en ocasiones, no es posible diferenciar clínicamente ambos estadios. Por lo tanto, se ha propuesto el término "enfermedad hepática crónica avanzada compensada" (consenso Baveno VI sobre hipertensión portal) que incluye los ambos estadios (F3 y F4), en el cual la elastografía también juega un papel importante, pues permite confirmar o descartar la presencia de una enfermedad significativa (Ferraioli, 2022).

Otras indicaciones para la elastografía hepática incluyen el seguimiento de la fibrosis previamente diagnosticada, la evaluación de pacientes con cirrosis conocida (estableciendo si existe hipertensión portal clínicamente significativa) y la evaluación de pacientes con hipertensión portal inexplicable. Con los nuevos tratamientos que realmente pueden disminuir la fibrosis en pacientes con hepatitis viral, otra indicación es el seguimiento para evaluar la respuesta al tratamiento y potencialmente para adaptar el seguimiento y la terapia adicionales (Barr, 2015).

En el contexto de la MASH, la elastografía por ultrasonido se ha consolidado como una herramienta clave en la evaluación no invasiva de la fibrosis hepática, la hipertensión portal y la progresión de la enfermedad. Todas las técnicas como TE, pSWE y la 2D-SWE han mostrado buen rendimiento diagnóstico para detectar fibrosis significativa y cirrosis; estudios recientes han validado su utilidad pronóstica, demostrando que mediciones seriadas pueden

predecir eventos hepáticos mayores en pacientes con MASH, incluso con mejor desempeño que la histología en algunos casos. Sin embargo, deben considerarse posibles factores de confusión como la inflamación hepática, el índice de masa corporal y la congestión hepática, que pueden alterar la rigidez hepática sin reflejar fibrosis real (Jin, 2025).

Tanto la Federación Europea de Sociedades de Ultrasonido en Medicina y Biología (EFSUMB) y la Federación Mundial de Ultrasonido en Medicina y Biología (WFUMB), en su papel como entes reguladores, han elaborado directrices para el uso adecuado de la elastografía en la evaluación de la rigidez hepática. En el caso de EFSUMB, indica que se puede utilizar para evaluar la gravedad de la fibrosis hepática en pacientes con hepatitis viral crónica, siempre que se tengan en cuenta los factores de confusión (Dietrich, 2017), mientras que la WFUMB refiere que se puede utilizar como evaluación de primera línea de la estadificación de la fibrosis hepática de la hepatitis C para monitorear la respuesta al tratamiento antiviral y predecir el pronóstico (Ferraioli, 2024).

Si bien ninguno de los lineamientos establecidos por WFUMB y EFSUMB incluye umbrales específicos, ambas incluyen las siguientes recomendaciones. EFSUMB promueve utilizar la elastografía para distinguir a los pacientes con fibrosis leve o nula de aquellos con fibrosis clínicamente significativa e identificar a aquellos con cirrosis; e indica que los valores de corte varían según el fabricante, por otro lado, WFUMB agrega que la combinación de TE con un biomarcador sérico de fibrosis aumenta la precisión diagnóstica; y menciona a su momento de publicación la necesidad de validación en otras enfermedades hepáticas (Dietrich, 2017; Ferraioli, 2024).

## *5.2 Preparación del Paciente y Obtención de Medidas*

La preparación del paciente, la técnica de imagen y las recomendaciones de medición para la ecografía ARFI (tanto pSWE como 2D) son las mismas, y el protocolo recomendado en el consenso original de la Sociedad de Radiólogos en Ultrasonido (SRU) se mantiene sin cambios en la última actualización y es similar a las directrices de la WFUMB y EFSUMB (Barr, 2020).

El protocolo incluye: obtención de mediciones entre las costillas en el cuadrante superior derecho, ayuno de al menos 4 horas, posición del paciente en decúbito supino o en decúbito lateral izquierdo ligero (no más de 30°) con la mano derecha por encima de la cabeza, la obtención de mediciones en apnea neutra, la colocación del transductor perpendicular a la cápsula hepática con la caja de medición paralela a ella, y la toma de mediciones a 1,5-2,0 cm de la cápsula para evitar artefactos de reverberación (Barr, 2020). La Tabla 1 presenta una breve descripción de las recomendaciones respecto a la realización de la elastografía.

Dado que para obtener una elastografía de alta calidad se depende de una buena calidad de imágenes adquiridas en modo B, es recomendable optimizar tanto la técnica de adquisición de dichas imágenes como el preajuste del equipo de ultrasonido (Ferraioli, 2019). Las imágenes deben estar libres de artefactos. Diversos estudios han demostrado que los operadores solo requieren un breve período de capacitación para realizar mediciones fiables de la rigidez hepática; sin embargo, la reproducibilidad de estas mediciones a lo largo del tiempo es mayor para los operadores expertos que para los principiantes (Barr, 2015; Barr, 2020).

Se ha documentado en la literatura que existe un aumento transitorio en la rigidez hepática durante las primeras 3 horas posprandiales, por lo que un ayuno de al menos 4 horas es altamente recomendado previo a la obtención de las medidas, así mismo, se debe considerar también reportes que indican un aumento de la rigidez, en pacientes con hepatitis B no tratada que asocian elevación leve a moderada de en los valores de ALT (de una a cinco veces su límite de normalidad), respecto a la observada en pacientes con la misma etiología pero con niveles normales de ALT. En cuanto a la esteatosis hepática, existen resultados contradictorios en la literatura sobre su impacto en la precisión y el riesgo de resultados falsos positivos (Ferraioli, 2022).

**Tabla 1:** *Protocolo para adquisición de mediciones de rigidez hepática con la técnica ARFI (pSWE y 2D-SWE).*

1. El paciente debe tener ayuno de al menos 4 horas previo al examen.
2. La medición debe realizarse en un espacio intercostal con el paciente en posición supina o decúbito lateral izquierdo leve (no mayor a 30°), con el brazo derecho extendido.
3. Las mediciones deben tomarse en respiración neutral durante una apnea
4. La medición debe realizarse al menos a 15–20 mm por debajo de la cápsula hepática en pSWE.
5. La región de interés en SWE 2D puede posicionarse más cerca de la cápsula hepática si se evitan los artefactos de reverberación; sin embargo, la caja de medición debe colocarse al menos a 15–20 mm por debajo de la cápsula hepática.
6. Los resultados pueden reportarse en metros por segundo (m/s) o en kilopascales (kPA).
7. En la mayoría de los sistemas, el pulso máximo de empuje ARFI está entre 4–4.5 cm desde el transductor, que es la ubicación óptima para obtener mediciones. En la mayoría de los sistemas, el pulso ARFI se atenúa a los 6–7 cm, lo que limita la generación adecuada de ondas de corte.
8. Los principales factores de confusión incluyen inflamación hepática severa (indicada por elevación de la AST y/o ALT mayores a cinco veces el límite superior normal), colestasis obstructiva, congestión hepática, hepatitis aguda y enfermedades hepáticas infiltrativas (todos estos pueden llevar a una sobreestimación del estadio de fibrosis).
9. Deben obtenerse diez mediciones con pSWE, y el resultado final debe expresarse como la mediana junto con el IQR/M.
10. Se pueden obtener menos mediciones con pSWE (al menos cinco), sin embargo, el IQR/M debe estar dentro del rango recomendado.
11. Para 2D-SWE, deben obtenerse cinco mediciones cuando estén disponibles los criterios de calidad del fabricante, y el resultado final debe expresarse como la mediana junto con el IQR/M.
12. El criterio de confiabilidad más importante es un IQR/M de $\leq 30\%$ de las diez mediciones (pSWE) o de las cinco mediciones (2D-SWE) en kilopascales y $\leq 15\%$ para mediciones en velocidad (en metros por segundo).
13. Una imagen adecuada en modo B es un requisito previo para pSWE y 2D-SWE ya que las ondas de corte se rastrean con el modo B.
ALT = alanina aminotransferasa, AST = aspartato aminotransferasa, ARFI = imagen por impulso de radiación acústica, IQR/M = relación entre el rango intercuartílico y la mediana.

**Nota.** Adaptado de Update to the Society of Radiologists in Ultrasound liver elastography consensus statement, por R. Barr, S. Wilson, D. Rubens, G. Garcia-Tsao y G. Ferraioli, 2020, *Radiology*, 296(2), pp. 263–274. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2020192437>

Los métodos de elastografía hepática han surgido también como alternativas a la biopsia hepática en pacientes pediátricos, ofreciendo la opción de evitar riesgos de complicaciones como sangrado, perforación intestinal y/o fistulas, y a la fecha existen estudios realizados tanto en pacientes sanos, como en pacientes con diversos estadios de fibrosis hepática, en particular en casos de atresia biliar, obesidad y enfermedad de Wilson (Tran, 2022; Banc-Husu, 2021).

En la actualidad únicamente la TE se encuentra validada frente a la biopsia hepática pediátrica para valorar el estadio de la fibrosis en indicaciones como hepatitis, atresia biliar, esteatohepatitis no alcohólica (Nobili, 2019; Fitzpatrick, 2013). A pesar de que la 2D-SWE aún no se encuentra formalmente validada en niños, estudios recientes demuestran una fuerte correlación entre ambas técnicas (2D-SWE y TE) (Tran, 2022), e incluso algunos han propuesto valores de referencia pediátricos para la rigidez hepática utilizando este método en comparación con la biopsia hepática en niños sanos (Mărginean, 2020; Mjelle, 2019; Galina, 2019). Se ha planteado como otro beneficio también una mayor distinción del estadio de la fibrosis dado su ancho de banda más amplio (Tran, 2022), por lo que se puede esperar en un futuro cercano su validación a través de más estudios.

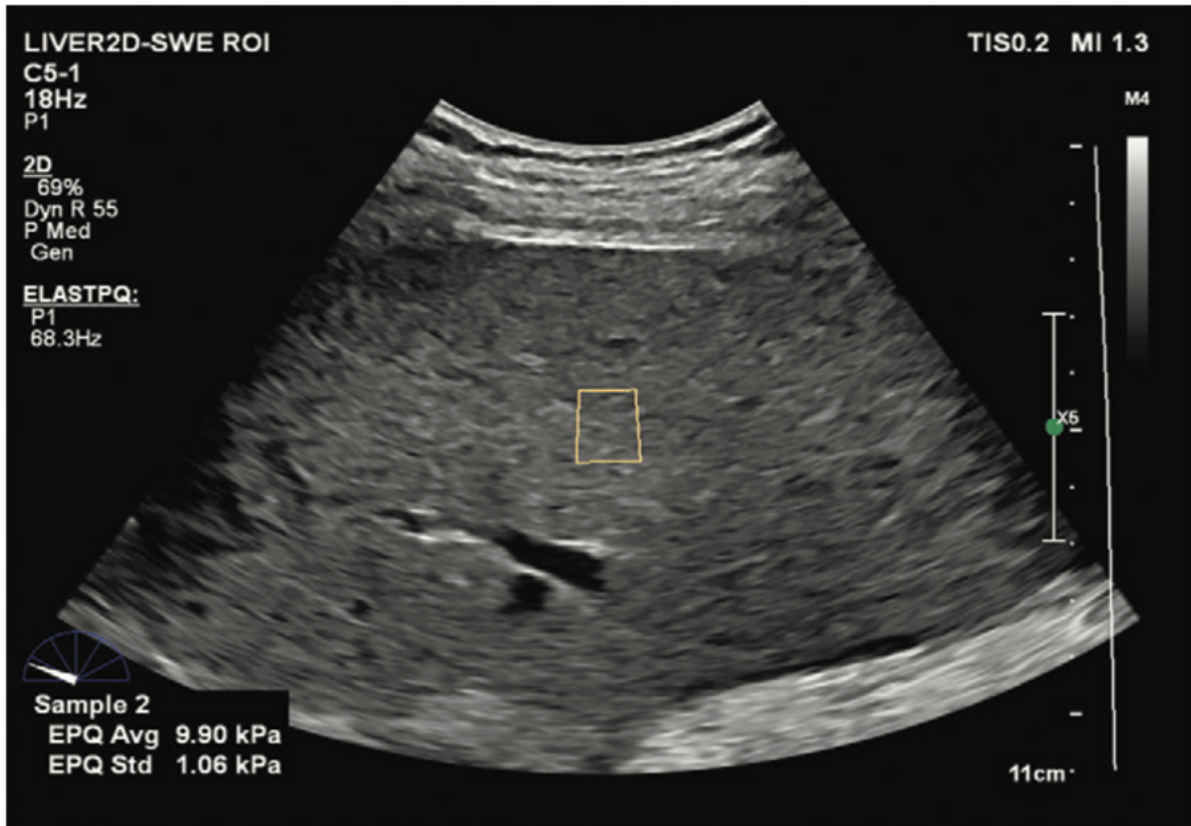
### *5.3 Obtención y Número de Medidas*

Las mediciones deben obtenerse en áreas de alta calidad, lo cual se determina por una alta amplitud y propagación normal de las ondas transversales, una pendiente lineal del tiempo del pico y la distancia desde el pulso ARFI de las curvas de desplazamiento. Cada proveedor proporciona un número o mapa de confianza o calidad que combina estos factores en un solo número para uso clínico. Si la calidad es deficiente en la mayor parte de la imagen, no se debe realizar ninguna medición de esa imagen. (Barr, 2015; Barr, 2020). Las Figuras 4 a la 12 presentan varios métodos utilizados para evaluar la calidad de las imágenes en dispositivos de diferentes proveedores.

La recomendación actual para pSWE continúa siendo de 10 mediciones, sin embargo, algunos estudios han demostrado que no hay pérdida en la precisión con 5 mediciones, siempre y cuando se cumplan los criterios de IQR/M del fabricante (Barr, 2020). En el caso

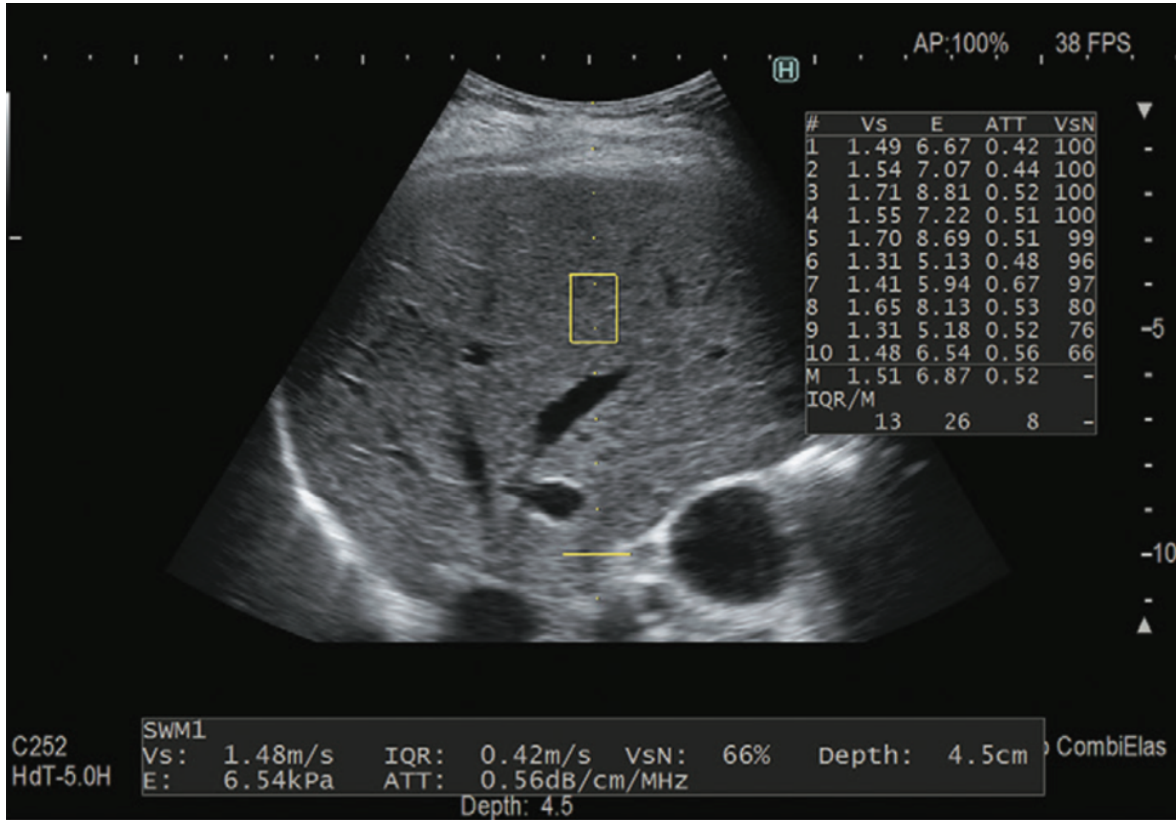
de 2D-SWE, el área de medición es mayor que con pSWE, por lo que cada valor es un promedio de varias mediciones, debido a esto, cinco mediciones se consideran suficientes si el fabricante proporciona una evaluación de calidad. Si no se dispone de una evaluación de calidad, la recomendación actual es realizar 10 mediciones (Barr, 2020; Dioguardi, 2021).

**Figura 4:** Imagen obtenida con el sistema pSWE (ElastPQ; Philips, Bothell, Wash).



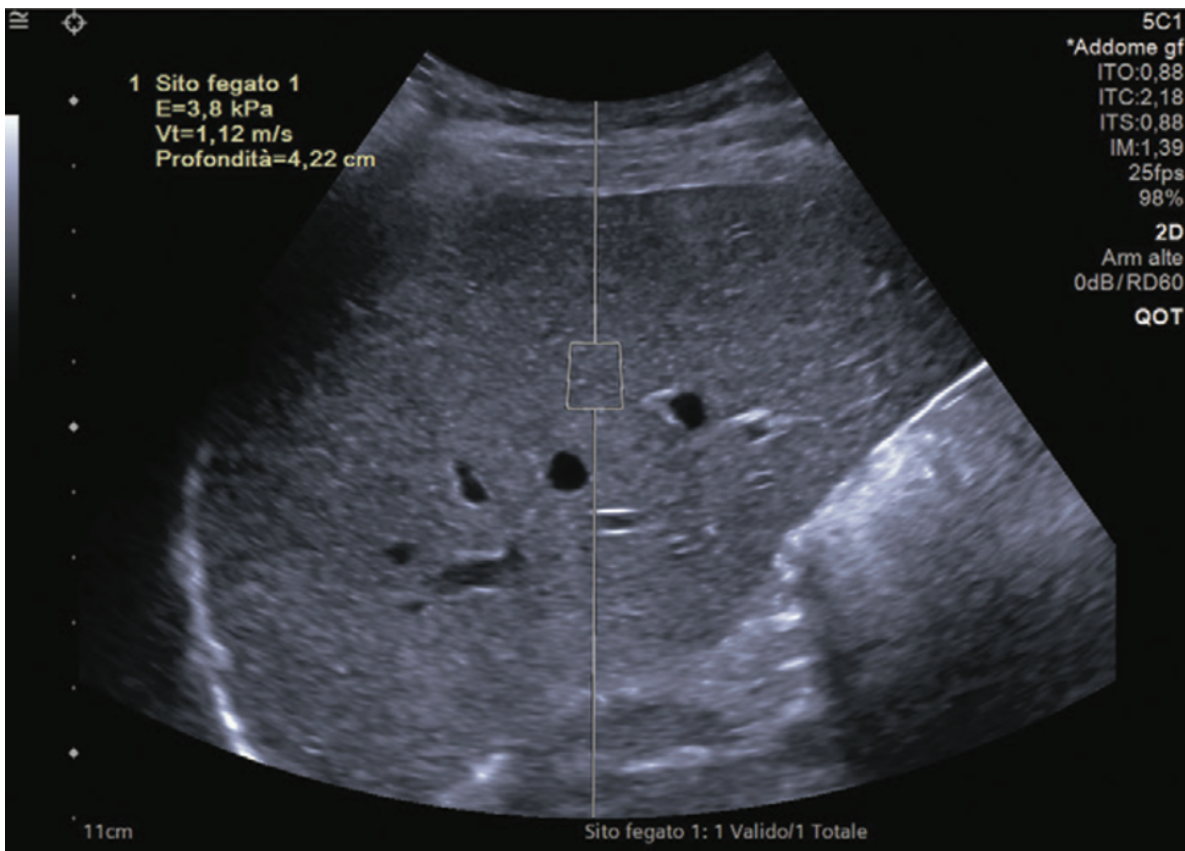
**Nota:** Una desviación estándar (Std) del 30% o menos del valor medio es indicativa de una adquisición de buena calidad. En este caso, la desviación estándar es 1,06/9,90 o 10,7%. Cuando la relación señal-ruido de una adquisición es muy baja, no se muestra el valor medio. Reproducido de Update to the Society of Radiologists in Ultrasound liver elastography consensus statement, por R. Barr, S. Wilson, D. Rubens, G. Garcia-Tsao y G. Ferraioli, 2020, Radiology, 296(2), pp. 263–274. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2020192437>

**Figura 5:** Imagen obtenida con pSWE (SWM; Hitachi, Tokio, Japón).



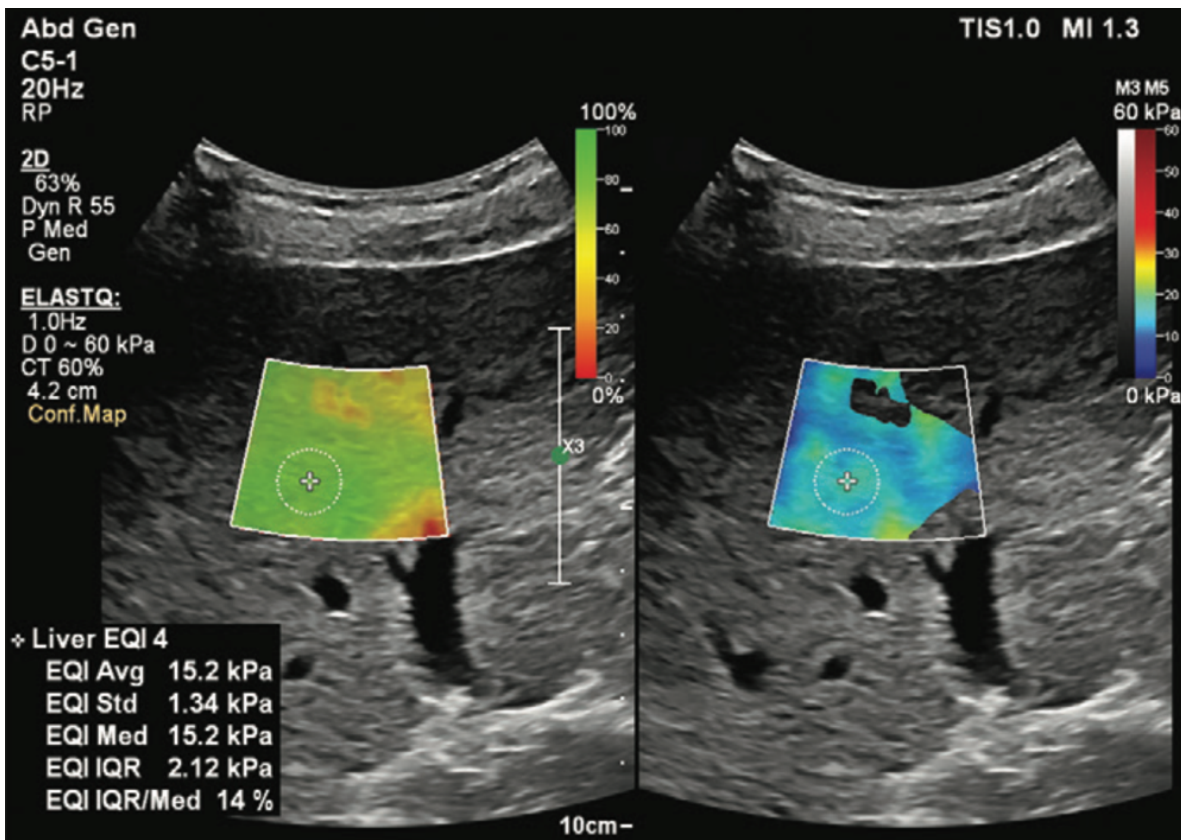
**Nota:** “VsN” es un índice de fiabilidad que indica el porcentaje de secuencias efectivas. Una buena adquisición tiene un VsN de al menos el 50%. Cuando la relación señal-ruido de una adquisición es muy baja, no se muestra el valor medio. En este caso, todas las mediciones de VsN están por encima del 66%. Reproducido de Update to the Society of Radiologists in Ultrasound liver elastography consensus statement, por R. Barr, S. Wilson, D. Rubens, G. Garcia-Tsao y G. Ferraioli, 2020, Radiology, 296(2), pp. 263–274. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2020192437>

**Figura 6:** Imagen obtenida con pSWE (VTQ; Siemens, Mountain View, Calif.).



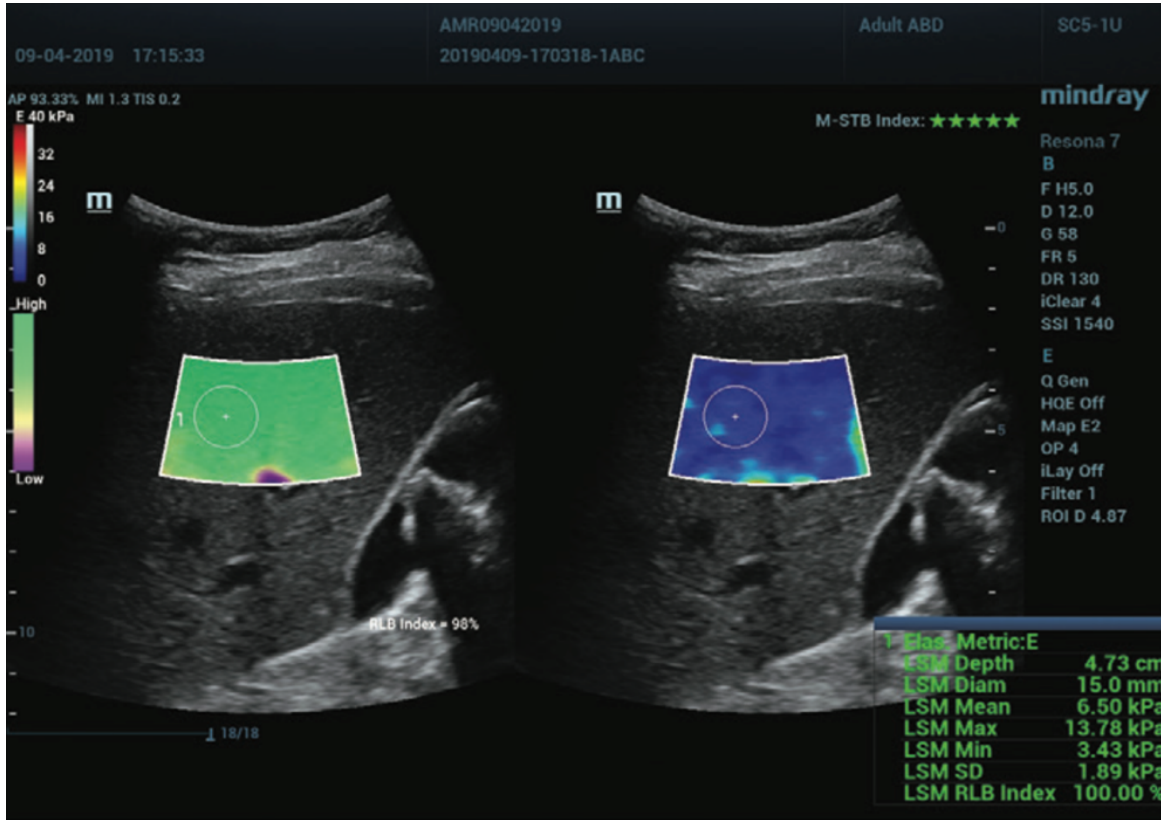
**Nota:** El sistema filtra automáticamente las mediciones deficientes. Reproducido de Update to the Society of Radiologists in Ultrasound liver elastography consensus statement, por R. Barr, S. Wilson, D. Rubens, G. Garcia-Tsao y G. Ferraioli, 2020, Radiology, 296(2), pp. 263–274. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2020192437>

Figura 7: Imágenes obtenidas con 2D-SWE (EQI, Philips).



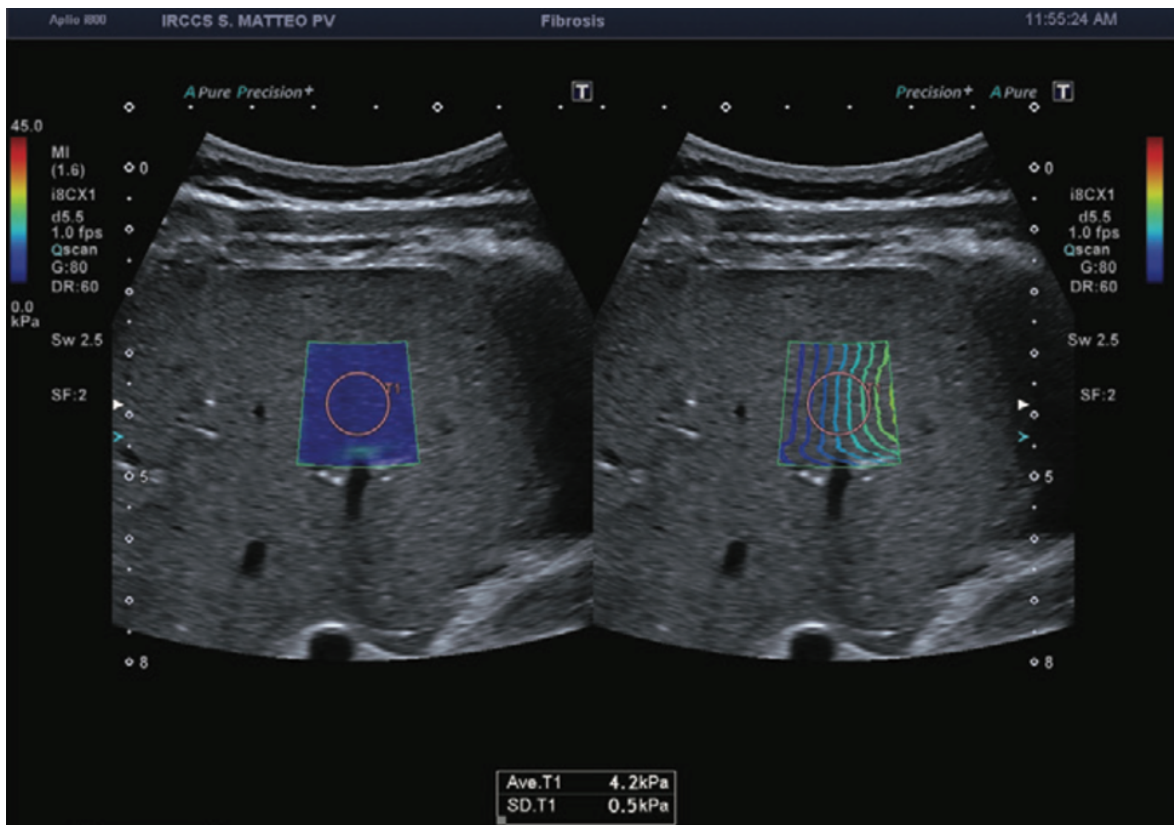
**Nota:** El mapa de confianza con código de colores (izquierda) evalúa la calidad de las señales adquiridas. El umbral de confianza (CT) se establece en 60 %: áreas de baja calidad (rojas) se filtran y se dejan en blanco en el código de colores de la evaluación de la rigidez hepática (derecha). Reproducido de Update to the Society of Radiologists in Ultrasound liver elastography consensus statement, por R. Barr, S. Wilson, D. Rubens, G. Garcia-Tsao y G. Ferraioli, 2020, Radiology, 296(2), pp. 263–274. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2020192437>

**Figura 8:** Imágenes obtenidas con SWE 2D (STE; Mindray, Shenzhen, China).



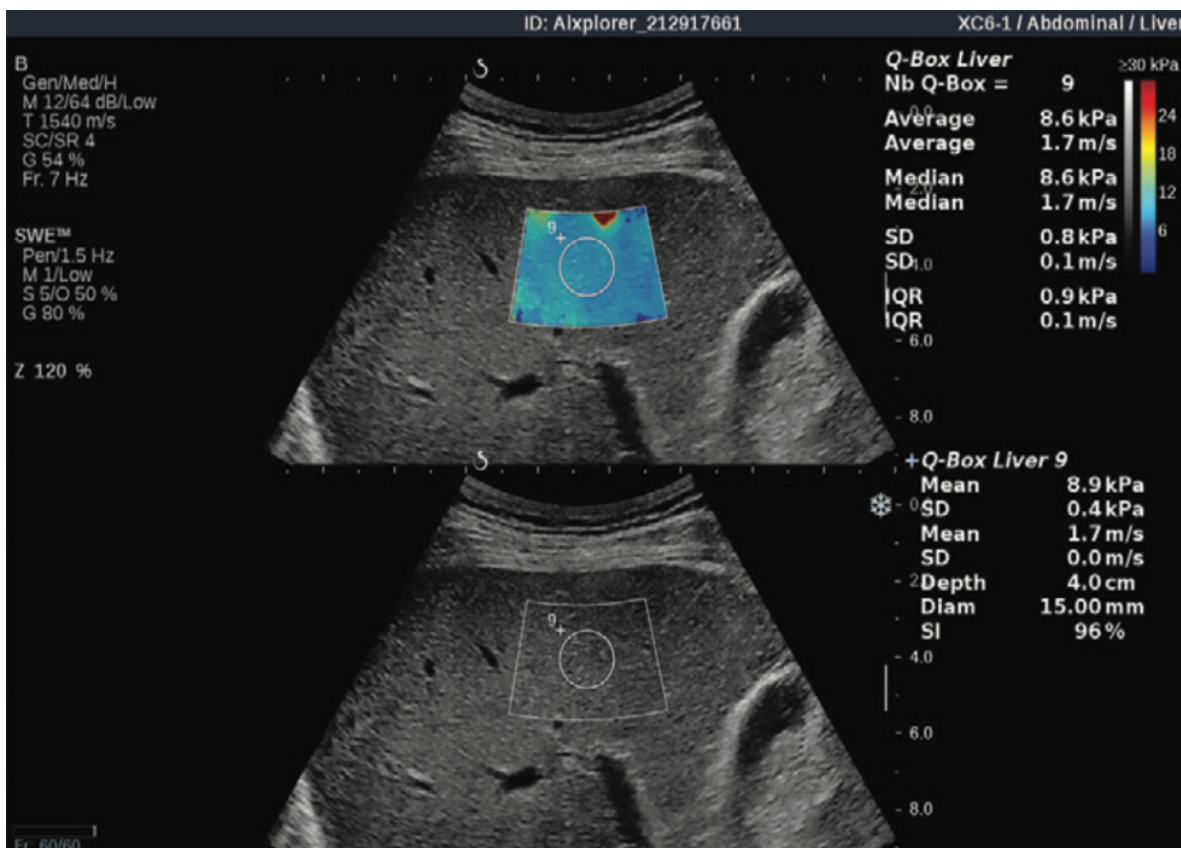
**Nota:** Se proporcionan dos criterios de calidad: el índice de estabilidad de movimiento (M-STB), mediante estrellas (la estabilidad más alta equivale a cinco estrellas verdes), y el mapa de confiabilidad (RLB), que va del morado al verde; este último indica la confiabilidad más alta. Las estrellas son un indicador de movimiento durante la adquisición, menos de cuatro, implica un movimiento significativo y ese fotograma no debe usarse. Reproducido de Update to the Society of Radiologists in Ultrasound liver elastography consensus statement, por R. Barr, S. Wilson, D. Rubens, G. Garcia-Tsao y G. Ferraioli, 2020, Radiology, 296(2), pp. 263–274. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2020192437>

**Figura 9:** Imágenes obtenidas con SWE 2D (Aplio; Canon, Tochigi, Japón).



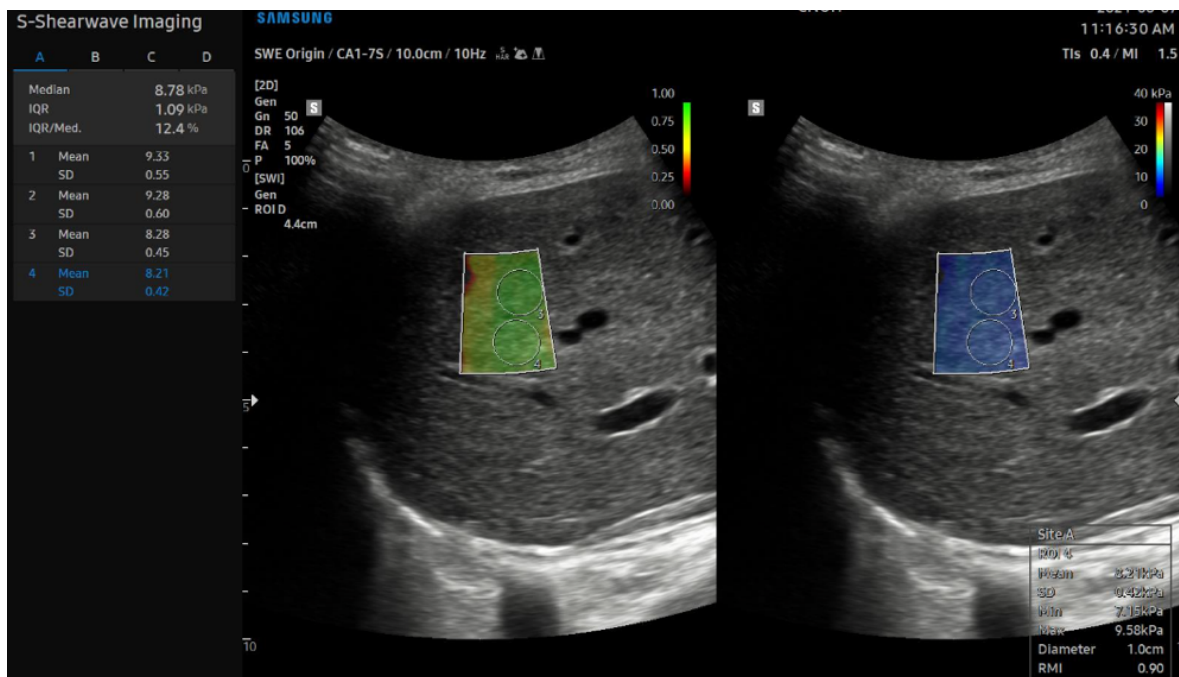
**Nota:** El sistema filtra los valores con una baja relación señal-ruido y estas áreas se dejan en blanco. El parámetro de calidad es el mapa de propagación (derecha), un mapa de propagación adecuado se muestra con líneas paralelas, con intervalos constantes entre las líneas. El mapa de propagación se utiliza para guiar la colocación del cuadro de medición. La imagen de la izquierda es un mapa de velocidad. Reproducido de Update to the Society of Radiologists in Ultrasound liver elastography consensus statement, por R. Barr, S. Wilson, D. Rubens, G. Garcia-Tsao y G. Ferraioli, 2020, Radiology, 296(2), pp. 263–274. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2020192437>

**Figura 10:** Imágenes obtenidas con SWE 2D (SSI; SuperSonic, Aix-en-Provence, Francia).



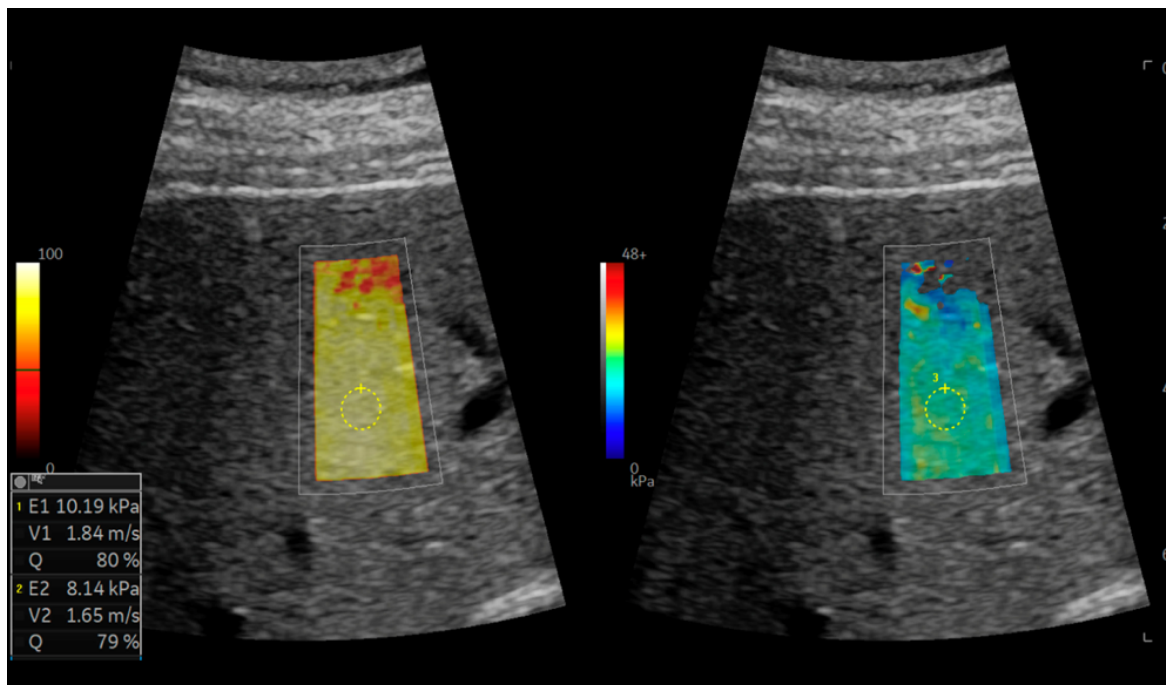
**Nota:** Se filtran los valores con una baja relación señal-ruido. El índice de estabilidad (IS) es un indicador de estabilidad temporal y se muestra al posicionar el cuadro de medición (Q-Box). Una adquisición de buena calidad debe tener un IS superior a 90%. Reproducido de Update to the Society of Radiologists in Ultrasound liver elastography consensus statement, por R. Barr, S. Wilson, D. Rubens, G. Garcia-Tsao y G. Ferraioli, 2020, Radiology, 296(2), pp. 263–274. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2020192437>

**Figura 11:** Imágenes obtenidas con 2D-SWE (S-Shearwave Imaging™, Samsung).



**Nota:** Se superponen mapas 2D de elasticidad y confiabilidad (RMI: Índice de Medición Confiable) sobre imágenes en modo B. El RMI (a la izquierda) tiene un valor entre 0 y 1, y el mapa de rigidez (a la derecha) es escalable por los usuarios a kPa o m/s. Una medición se considera confiable si el ROI presenta valores de RMI homogéneos por encima de 0,4. La IQR/Mediana para cuantificar la variabilidad, se considera confiable < 0,3. Reproducido de Prospective evaluation of liver fibrosis using S-Shearwave Imaging™: Comparison with Magnetic Resonance Elastography, por J. Eun y K. Sook, 2022, Samsung Medison Co., LTD. Disponible en <https://21291849.fs1.hubspotusercontent-na1.net/hubfs/21291849/Whitepapers/V8%20S-Shearwave%20Liver%20White%20Paper%201-V8-110rev00.pdf>

**Figura 12:** Imágenes obtenidas con 2D-SWE (LOGIQTM E10, GE Healthcare, Chicago, IL, USA).



**Nota:** A la izquierda se observa el mapa de calidad mientras que la derecha el elastograma de rigidez (disponible en m/s o kPa). Al igual que en la mayoría de dispositivos, el sistema elimina las zonas de mala calidad (rojas en el mapa de calidad) las cuales no se presentan en el elastograma (Charoenchue, 2024). El umbral de confianza recomendado por GE es del 45%. Reproducido de Shear-wave elastography of the breast: Added value of a quality map in diagnosis and prediction of the biological characteristics of breast cancer, por X. Zheng, Y. Huang, Y. Liu, Y. Wang, R. Mao, F. Li, et al., 2020, Korean Journal of Radiology, 21(2), pp. 172–180. <http://dx.doi.org/10.3348/kjr.2019.0453>

#### 5.4 Valores de Corte

Los valores de corte para la estadificación de la fibrosis varían entre los sistemas de cada proveedor; sin embargo, esta varianza ha sido disminuida debido a los esfuerzos del comité de la Sociedad Norteamericana de Radiología (RSNA) llamado “Quantitative Imaging Biomarker Alliance Ultrasound Shear Wave Speed” (QIBA/SWS), el cual ha desarrollado maniqués elásticos y viscoelásticos para evaluar las dependencias sistemáticas de las estimaciones de SWS utilizadas para la estadificación no invasiva de la fibrosis hepática, determinando una concordancia en rigidez hepática de buena a excelente con sistemas ecográficos, y la concordancia interobservador general superior a 0,90 en manos expertas (Ferraioli, 2019).

Dada la gran superposición de los valores de rigidez para la fibrosis leve a moderada, la SRU sigue recomendando en su última actualización un valor de corte bajo, por debajo del cual existe una alta probabilidad de ausencia de fibrosis o fibrosis leve, un valor de corte alto por encima del cual existe una alta probabilidad enfermedad hepática crónica avanzada compensada (EHCAC) y propone un nuevo valor de corte para descartar hipertensión portal clínicamente significativa (HPCS), adicionalmente se mantiene la posición respecto a la necesidad de pruebas adicionales para confirmar o descartar EHCAC en pacientes con valores de rigidez intermedios (Barr, 2020).

Como se ha mencionado anteriormente, desde una perspectiva clínica, es más importante confirmar o descartar enfermedad significativa que proporcionar un estadio exacto mediante el sistema de puntuación METAVIR y debido a la gran superposición de valores de rigidez hepática de las puntuaciones METAVIR, la cual es mayor que la variabilidad de la medición entre proveedores, no se requieren valores de corte separados para cada proveedor (Barr, 2020; Ferraioli, 2019).

El consenso internacional de BAVENO (ente referente en la elaboración de guías para el entendimiento y manejo de la hipertensión portal), en su última reunión llevada a cabo en octubre 2021 (BAVENO VII), presentó, entre otras recomendaciones, las siguientes: 2.8: La rigidez hepática (independientemente de la técnica utilizada para su medición) aporta información pronóstica en la EHCAC, tanto en la investigación inicial como durante el seguimiento y 2.9: Se debe utilizar una regla de 5 para la medición de la rigidez hepática por TE (10-15-20-25 kPa) para indicar riesgos relativos progresivamente mayores de descompensación y muerte relacionada con el hígado, independientemente de la etiología de la hepatopatía crónica (de Franchis, 2022).

Una medición  $<10$  kPa en ausencia de eventos clínicos o de imagen excluye EHCAC, donde hay una ligera probabilidad ( $<1\%$ ) de descompensación o mortalidad. Para valores entre los 10 y 15 kPa sugiere EHCAC;  $\leq 15$  kPa y plaquetas  $>150.000/\text{mm}^3$  excluyen HPCS (con una sensibilidad y VPN  $>90\%$ ). Valores  $\geq 15$  kPa son altamente sugestivo de EHCAC y  $\geq 25$  kPa es altamente sugestivo de HPCS (con una especificidad y VPP  $>90\%$ ), siendo este escenario,

altamente riesgoso para presentar signos endoscópicos de hipertensión portal y descompensación (Mattos, 2023).

La WFUMB respalda las recomendaciones del grupo BAVNEO y promueve el uso de la regla de los 5 para la tecnología TE, mientras que, por otro lado, la SRU ha propuesto la regla de los 4, específicamente para el uso de tecnologías ARFI en etiologías virales y NAFLD, con el fin de definir un hígado normal y EHCAC (Atzori, 2024). Esta regla indica que los valores de rigidez  $\leq 5$  kPa (1,3 m/s) tienen una alta probabilidad de representar valores normales, valores  $< 9$  kPa (1,7 m/s) descartan EHCAC en ausencia de otros signos clínicos conocidos, valores entre 9 y 13 kPa (2,1 m/s) se consideran sugestivos de EHCAC, pero se requieren pruebas confirmatorias, y valores  $> 13$  kPa son la regla en EHCAC siendo aquellos  $> 17$  kPa (2,4 m/s) se consideran sugestivos de hipertensión portal clínicamente significativa (Ozturk, 2021; Cardoso, 2021), ver Tabla 2.

En algunos pacientes con NAFLD los valores de corte para EHCAC pueden ser inferiores, por lo que se recomienda realizar un seguimiento o pruebas adicionales en aquellos con valores entre los 7 y 9 kPa. Para otras causas, como hepatitis alcohólica, cirrosis biliar primaria, enfermedad de Wilson, hepatitis autoinmune, colangitis esclerosante y enfermedad hepática inducida por fármacos, no hay datos suficientes para llegar a una conclusión (Barr, 2020).

Adicionalmente, como es ya conocido, se tiende a sobreestimar la fibrosis hepática cuando los niveles de ALT se encuentran elevados, por lo que algunos estudios han planteado que podría requerirse un valor de corte más altos en la medición de rigidez hepática para diagnosticar los diferentes grados de fibrosis hepática en pacientes con niveles elevados de ALT (Chan, 2009), sin embargo, dado que solo un estudio ha informado que los valores de corte de rigidez hepática adaptados a la ALT mejoraron la estadificación de la fibrosis hepática en pacientes con hepatitis B, la SRU no recomienda los valores de corte adaptados hasta que publicaciones adicionales confirmen su utilidad (Barr, 2020).

El conjunto de todas estas directrices proporciona un marco pragmático que permite la interpretación de los datos de biomarcadores cuantitativos para orientar la atención clínica y evitar intentos menos significativos clínicamente para predecir la histopatología (Ozturk, 2021).

**Tabla 2:** Recomendaciones de la SRU para la interpretación de los valores de rigidez hepática obtenidos con técnicas ARFI en pacientes con hepatitis viral y NAFLD.

Valora de Rigidez Hepática	Recomendación
≤ 5 kPa (1.3 m/seg)	Alta probabilidad de ser normal
< 9 kPa (1.7 m/seg)	En ausencia de otros signos clínicos conocidos, descarta EHCAC. Si hay signos clínicos conocidos, puede requerirse una prueba adicional para confirmación.
9–13 kPa (1.7–2.1 m/seg)	Sugere de EHCAC, pero necesita pruebas adicionales para confirmación
> 13 kPa (2.1 m/seg)	Confirma EHCAC
> 17 kPa (2.4 m/seg)	Sugere de HPCS
ARFI = impulso de radiación acústica, EHCAC = enfermedad hepática crónica avanzada compensada, HPCS = hipertensión portal clínicamente significativa, NAFLD = enfermedad hepática grasa no alcohólica	

**Nota.** Adaptado de Update to the Society of Radiologists in Ultrasound liver elastography consensus statement, por R. Barr, S. Wilson, D. Rubens, G. Garcia-Tsao y G. Ferraioli, 2020, *Radiology*, 296(2), pp. 263–274. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2020192437>

### 5.5 Factores que afectan las mediciones

Existen algunas condiciones clínicas que pueden producir un aumento de la rigidez hepática no relacionado con fibrosis, por ejemplo, hepatitis aguda, hipertensión portal, colestasis obstructiva, congestión hepática, insuficiencia cardíaca, enfermedades hepáticas infiltrativas como amiloidosis, linfoma o hematopoyesis extramedular, entre otras. Adicionalmente, factores como la hiperemia posprandial o el ejercicio físico intenso también pueden generar alteraciones transitorias de la rigidez, sin embargo, en todas estas condiciones se debe tener en cuenta que valores de rigidez dentro del rango normal excluyen una fibrosis hepática significativa (Barr, 2020; Mattos, 2023; Chan, 2009).

La obesidad, a menudo citada como una limitación, puede afectar también la propagación de las ondas acústicas debido al exceso de grasa subcutánea, sin embargo, los avances recientes en la tecnología de transductores han mejorado la precisión diagnóstica tanto en pacientes

con esta condición, como con ascitis severa, mitigando estas limitaciones. Por otro lado, la elastografía por resonancia magnética, a pesar de no ser el objetivo de este trabajo, cabe mencionar que en algunos estudios se ha determinado su utilidad como estándar de referencia efectivo, sin embargo, su accesibilidad continúa siendo limitada debido al costo y los requisitos de recursos, lo que enfatiza el valor de alternativas accesibles como 2D-SWE (Charoenchue, 2024).

### *5.6 Comparación de Modalidades de Elastografía*

En concordancia con lo ya mencionado, actualmente se cuenta con cuatro métodos principales para la evaluación no invasiva de la fibrosis hepática basada en la rigidez tisular: TE, pSWE, 2DSWE y elastografía por RM, de las cuales tanto pSWE como 2D-SWE utilizan tecnología ARFI. Si bien las mediciones obtenidas con cada una de ellas se correlacionan entre sí y con el estadio histológico de la fibrosis, cada una presenta ventajas y desventajas inherentes, y las mediciones proporcionadas por cada una difieren (Barr, 2015), estas características se resumen en la Tabla 3.

### *5.7 Estructura del Sugerida para Elaboración del Reporte*

El reporte de la elastografía sonográfica debe proporcionar el valor de la mediana, así como el valor IQR/mediana como medida de calidad. El informe debe indicar si el paciente tiene un riesgo mínimo de fibrosis clínicamente significativa (estadio F0 o F1, no se requiere seguimiento), un riesgo moderado de fibrosis clínicamente significativa (estadio F2 y algunos F3, se requieren pruebas adicionales) o un riesgo alto de fibrosis clínicamente significativa (algunos estadios F3 y F4, se recomienda seguimiento). Adicionalmente, para procurar la reproducibilidad de las mediciones, se recomienda reportar la posición del paciente y el equipo utilizado (tanto el fabricante como la frecuencia del transductor), con el fin de que en estudios subsecuentes se utilicen equipos y técnicas similares (Barr, 2015).

**Tabla 3:** *Tabla 3: Comparación de modalidades de elastografía.*

Parámetro	TE	pSWE	2D-SWE	RM
<b>Ventajas</b>	Uso en punto de atención, técnica bien definida, curva de aprendizaje rápida, reproducible, no recomendada para mediciones esplénicas.	Independiente o como complemento en US hepático, visualización directa del área de interés, posiblemente menor variabilidad que 2D-SWE, puede evaluar el bazo.	Puede añadirse al US hepático, visualización directa del área de interés, visualización en color de un campo más amplio, puede evaluar el bazo.	Mayor correlación con biopsia hepática, permite evaluar patrón espacial de la enfermedad, sin dependencia de profundidad, puede usarse en obesidad o ascitis, estandarización entre equipos.
<b>Costo</b>	Económico	Económico	Económico	Costoso.
<b>Frecuencia de onda</b>	40–50 Hz (según sonda “S”, “M”, “XL”)	100–500 Hz	100–500 Hz	Estándar 60 Hz, posibles otras frecuencias
<b>Limitaciones</b>	Requiere equipo dedicado, recalibración de la sonda cada 6–12 meses, fallos en ascitis u obesidad (puede solucionarse con sonda XL), sin imagen en escala de grises, menor rendimiento que ARFI.	Menor cantidad de publicaciones que TE por su uso más reciente	Menor cantidad de publicaciones que TE por su uso más reciente	Fallos por sobrecarga de hierro (mejorable con nuevas secuencias), claustrofobia, menor disponibilidad, costo elevado.
<b>Ubicación de medición</b>	Espacio intercostal derecho (zona más mate a la percusión)	Principalmente segmentos VII y VIII	Principalmente segmentos VII y VIII	Lóbulo derecho del hígado en cuatro secciones
<b>Tamaño de la ROI</b>	Aproximadamente 4 cm <sup>3</sup>	Aproximadamente 0.5–1.0 cm <sup>3</sup>	Aproximadamente 20 cm <sup>3</sup>	Aproximadamente 250 cm <sup>3</sup>
<b>Valor reportado</b>	Mediana de 10 mediciones, revisar IQR/mediana < 0.3	Mediana de 10 mediciones*, revisar IQR/mediana < 0.3 si valor de rigidez > 1.5 m/seg (7.1 kPa)	Mediana de 10 mediciones*, revisar IQR/mediana < 0.3 si valor de rigidez > 1.5 m/seg (7.1 kPa)	Media o mediana de las mediciones ROI en cuatro secciones
<b>Medición inadecuada</b>	El equipo no reporta el valor si es inadecuado	No debe reportar valores como “x.xx” o “0.00”	Área ROI sin color	Mapa de confianza muestra áreas por encima del umbral

\* Cada proveedor tiene una recomendación sobre el número de adquisiciones. El número listado en la table es del consenso.

**Nota.** Adaptado de *Elastography assessment of liver fibrosis: Society of Radiologists in Ultrasound consensus conference statement*, por R. Barr, G. Ferraioli, M. Palmeri, Z. Goodman, G. Garcia-Tsao, J. Rubin, et al., 2015, *Radiology*, 276(3), pp. 845–861. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2015150619>

De acuerdo con la actualización del consenso para elastografía hepática de la SRU, se recomienda la siguiente estructura para el reporte de las mediadas de rigidez hepática.

“Las mediciones de rigidez hepática, obtenidas con (indicar proveedor y equipo) utilizando (indicar tipo de sonda) siguiendo las guías de la SRU. Se obtuvieron (# de) mediciones válidas utilizando el método (pSWE o 2D-SWE). La relación IQR/mediana fue de (x), lo cual sugiere un (conjunto de datos de buena calidad o de mala calidad). El valor de rigidez hepática fue de (X), lo que sugiere (usar redacción recomendada de la regla de 4)” (Barr, 2020).

Además, se debe considerar agregar la(s) siguiente(s) oración(es), en caso de considerarse apropiado: “En el contexto de (pruebas hepáticas elevadas, estado no en ayunas, congestión vascular, etc.), el estadio de fibrosis hepática puede estar sobreestimado”; “En algunos pacientes con NAFLD, los valores de corte para EHCAC pueden ser más bajos (7–9 kPa)”; “En causas distintas a la hepatitis viral y NAFLD, los valores de corte no están bien establecidos” (Barr, 2020).

### *5.8 Seguimiento*

Debido al notable avance en las tecnologías de imagen no invasivas como la elastografía hepática, en la actualidad es posible evaluar la rigidez del hígado como un marcador confiable de fibrosis, ofreciendo una alternativa segura y reproducible en comparación con la biopsia, la cual, pese a ser el estándar de oro tradicional en el diagnóstico, debido a su invasividad conlleva a riesgo de complicaciones mayores (Gidener, 2023). Estas nuevas técnicas han promovido diversos estudios que buscan probar y estandarizar su uso en el monitoreo y seguimiento de pacientes con HEC, lo cual permitiría un control más frecuente, menos invasivo y mejor aceptado por los pacientes.

En el caso específico de pacientes con hepatitis B o C crónica que fueron tratados exitosamente con antivirales, no se debería aplicar los valores de rigidez hepática obtenidos en pacientes con enfermedad aguda en su seguimiento, ya que la rigidez puede disminuir rápidamente por la reducción de la inflamación. Se acuerdo con las recomendaciones actuales de la SRU, los pacientes con hepatitis viral crónica que reciben tratamiento exitoso, la rigidez

hepática basal debe ser la obtenida después de la erradicación o supresión viral, y se debe utilizar el cambio delta de los valores de rigidez hepática a lo largo del tiempo en lugar de los valores absolutos; convirtiendo al paciente de esta forma en su propio control. En estos casos debe considerar un cambio clínicamente significativo cuando el cambio delta es mayor del 10%, debido a que existe una variabilidad de aproximadamente el 10% en las mediciones de un mismo proveedor y entre proveedores (Barr, 2020).

En estos pacientes, si se registran hallazgos ecográficos (en el modo B) compatibles con cirrosis, la elastografía no debe usarse para descartarla, ya que un valor bajo podría reflejar solo una buena respuesta al tratamiento y no la ausencia de enfermedad (Barr, 2020).

La recomendación actual del consenso establece el uso del mismo equipo para estudios de seguimiento, y se propone que la evaluación de la rigidez hepática puede ser adecuada para evaluar todas las condiciones clínicas que conducen a un aumento de la rigidez hepática, independientemente de la etiología de la enfermedad, incluidas causas no fibróticas del aumento de la rigidez hepática.

Como se ha mencionado en múltiples ocasiones, la elastografía permite evaluar el grado de fibrosis hepática, la inflamación y la hipertensión portal, y no se debe perder de vista que estos son principales factores patogénicos del desarrollo y el riesgo de CHC, por lo que se cuenta en la actualidad con estudios que buscan la aplicabilidad de esta tecnología de forma dinámica para monitorizar el riesgo de CHC a lo largo del tiempo en pacientes cirróticos y con EHC por VHC (Marasco, 2020; Stasi, 2024). La mayoría de los estudios a la fecha coinciden en que un valor de corte de rigidez hepática  $> 8$  kPa sugiere mantener una monitorización cuidadosa, y en general, se sugiere que una rigidez elevada al inicio acompañada de un delta positivo durante el seguimiento podrían utilizarse como predictores de resultados en estos pacientes, lo que sugiere un seguimiento más estrecho (Stasi, 2024).

Aun se necesitan más estudios para validar los resultados y para determinar un valor de corte óptimo específico que permita evaluar el riesgo de CHC para cada etiología, sin embargo, próximamente, podría desempeñar un papel importante en la implementación de estrategias de vigilancia (Marasco, 2020) y predicción de recurrencia del CHC (Stasi, 2024).

Se ha logrado atribuir, mediante estudios recientes la medición de rigidez hepática como indicador asociado de forma independiente y directa a un mayor riesgo de mortalidad en pacientes con NAFLD (Ciardullo, 2023), y existen publicaciones científicas en las que la elastografía se correlaciona con biomarcadores de estiramiento miocárdico (NT-ProBNP) y pruebas de función hepática, para su uso como predictor independiente de mortalidad cardíaca y hospitalización en pacientes con insuficiencia cardíaca crónica ambulatoria con fracción de eyección reducida y recuperada (de Ávila, 2021).

Finalmente, se ha descrito también la utilidad potencial en la predicción de recurrencia de várices gastroesofágicas en el paciente hepatópata crónico mediante la elastografía por ultrasonido (Duan, 2024), y la monitorización de hipertensión portal y sus cambios como predictores también de complicaciones variceales en pacientes sometidos a proceso de obliteración (Takuma, 2020).

A pesar de encontrarse más allá de los objetivos de la presente revisión, es necesario mencionar rápidamente, que actualmente el método no invasivo más prometedor en la monitorización de la NAFLD y la estimación del riesgo de complicaciones hepáticas en esta enfermedad corresponde a la medición de rigidez hepática mediante elastografía por RM convencional, la cual ha demostrado ser el método más preciso de estimación de fibrosis (Gidener, 2023). Además, de igual manera puede ser utilizado como predictor de futuras complicaciones hepáticas y de muerte en la NAFLD (Gidener, 2021), como predictor independiente en el desarrollo de cirrosis y sus futuras descompensaciones; y tiene valor predictivo a futuros en tasa de trasplantes/muerte en pacientes con EHC (Gidener, 2022).

## Capítulo 6: Elastografía Hepática en Escenarios Aun No Estandarizados

### *6.1 Enfermedad hepática Relacionada al Alcohol*

El consumo crónico y en exceso de alcohol, es un factor de riesgo para el desarrollo de un extenso espectro de lesiones hepáticas que engloban desde la esteatosis, hasta la cirrosis (Carnaúba, 2023). Se estima que la ALD tiene una prevalencia de hasta el 2% en la población (Giuffrè, 2021). El consumo diario de etanol superior a los 30 gramos, se asocia a un riesgo directo de desarrollo de cirrosis, el cual a su vez aumenta conforme aumente la ingesta etílica (Carnaúba, 2023).

Estudios recientes han presentado resultados que comprueban una similar eficacia diagnóstica en fibrosis hepática, utilizando la TE en pacientes con ALD Y NAFLD (Cai, 2021), y se han propuesto incluso algoritmos simples para su implementación en atención primaria, los cuales involucran métodos no invasivos como la elastografía hepática, con el fin de detectar de forma temprana pacientes en riesgo de desarrollo de complicaciones por ALD (Foncea, 2022).

También se han propuesto valores de corte para la confirmación de EHCAC (superior a 25 kPA) o para su descarte (inferior a 10 kPA), así como la teoría de que en caso de presentarse un paciente en zona gris el cual reanude el consumo de alcohol, puede repetirse la TE para mejorar el rendimiento diagnóstico (Legros, 2022). Sin embargo, a pesar de lo anterior, no existe aún un consenso sobre los valores de corte óptimos para fibrosis significativa, fibrosis grave y cirrosis debido a la amplia gama de valores de corte reportados en estudios de TE, y el limitado número estudios que utilizan pSWE y 2D-SWE (Fang, 2020), y se necesitará mucha más información antes de considerarse un cribado general con elastografía en dicha población (Liangpunsakul, 2016).

Se han reportado valores significativamente reducidos de rigidez hepática en pacientes que han cesado el consumo de alcohol, y se observan valores falsamente elevados en pacientes con intoxicación alcohólica aguda con aumento de transaminasas, bilirrubina o gamma

glutamil transferasa, por lo que se sugiere que el mejor momento para evaluar la fibrosis hepática es después de un período de abstinencia (Fang, 2020).

La recomendación actual de la WFUMB es el uso de la elastografía por ondas transversales (incluyendo TE, pSWE y 2D-SWE) en pacientes con hepatopatía alcohólica para descartar enfermedad avanzada, mientras que la EFSUMB solo recomienda el uso de TE para dicha indicación (Fang, 2020).

## *6.2 Enfermedades Autoinmunes*

La hepatitis autoinmune (HAI), la colangitis biliar primaria (CBP) y la colangitis esclerosante primara (CEP), son enfermedades inflamatorias crónicas y progresivas del hígado, de origen autoinmune, las cuales conducen al desarrollo de cirrosis, con una prevalencia de hasta un tercio al momento del diagnóstico, razón por la cual es imperativa su estratificación de riesgo para un tratamiento oportuno y personalizado. Estudios de rigidez hepática, como marcador de fibrosis y pronóstico en estas patologías son escasos, y la mayoría de ellos se han llevado a cabo con TE (Carnaúba, 2023).

### *6.2.1 Hepatitis Autoinmune*

Se han reportado valores de corte de rigidez más elevados tanto en TE, pSWE y 2D-SWE, en comparación con hepatopatías víricas, lo cual se explica por la actividad inflamatoria concomitante, que aumenta a rigidez del hígado (Carnaúba, 2023).

Se ha comprobado el uso de la TE como un método fiable no invasivo para la evaluación y predicción de la estadificación de la fibrosis en pacientes tratados con HAI, corroborándose también que el aumento de kPa en las mediciones de rigidez se asocia con un empeoramiento de la estadificación histológica de la fibrosis (Mahmud, 2019).

Un estudio reciente, publicado en 2024, sugiere que la medición de rigidez hepática como predictor de resultados en pacientes con HAI aún está por determinarse, sin embargo, determinó que es un factor predictivo independiente de resultados clínicos adversos y desarrollo de cirrosis. La cuantificación de rigidez realizada 6 meses después del inicio del

tratamiento sirve como herramienta predictiva tanto para el desarrollo eventos adversos y progresión a cirrosis durante una mediana de seguimiento de 4 años, y la falta de disminución en este parámetro (punto de corte de 8,5 kPa en 6 meses después del inicio del tratamiento) podría identificar un subgrupo de pacientes con mayor riesgo de cirrosis y descompensación (Ferraioli, 2022; Olivas, 2024).

Otros estudios han determinado que tanto las técnicas con tecnología ARFI, como la TE, son capaces de identificar con precisión la fibrosis hepática mediante la puntuación METAVIR en pacientes con HAI con o sin remisión bioquímica (Guo, 2017; Paranaguá-Vezozzo, 2023), reportándose valores predictores de cirrosis para TE  $\geq 12,3$  kPa y ARFI  $\geq 1,65$  m/s, sin embargo, aún no se ha logrado determinar un valor de corte específico para determinar si un paciente ha alcanzado la remisión histológica, por lo que, en general, se necesitan aun nuevos estudios que incluyan a un mayor número de pacientes para confirmar dichos hallazgos (Paranaguá-Vezozzo, 2023).

Algunas limitaciones citadas son la disminución en su fiabilidad al evaluar en pacientes con IMC elevado, incluso con el uso de la sonda XL, por lo que se debe tener precaución al evaluar a pacientes obesos y se debe considerar la realización de evaluaciones adicionales con pruebas bioquímicas y serológicas, imágenes y biopsia en el contexto clínico apropiado. (Mahmud, 2019).

### *6.3 Enfermedades Colestásicas Autoinmunes*

Tanto la CBP como la CEP son enfermedades hepáticas crónicas de lenta progresión causadas por la destrucción del conducto biliar y la fibrosis que conduce a la cirrosis, sin embargo, la patogénesis de la enfermedad no está clara, la causa es desconocida y los tratamientos efectivos son limitados (Hasegawa, 2021).

Estos paciente deben someterse a una adecuada estadificación de la enfermedad debido al riesgo de complicaciones futuras, siendo de gran importancia en este apartado en particular las pruebas no invasivas, como la elastografía. Los pacientes con características de cirrosis deben ser incluidos en programas de cribado de carcinoma hepatocelular y varices, además, se debe considerar la derivación temprana para trasplante hepático, especialmente en

pacientes con aumento de la bilirrubina, ya que esta es una característica tardía de la CBP avanzada (Appanna, 2020).

Algunos estudios han documentado que la TE ofrece una alta precisión diagnóstica en pacientes con HAI y especialmente en pacientes con CBP, siendo incluso mejor su rendimiento al compararla con biomarcadores séricos. Los valores de corte adecuados para la estadificación de la fibrosis avanzada y la cirrosis oscilan entre 9,6 y 10,7 kPa y entre 14,4 y 16,9 kPa respectivamente para pacientes con CBP (Chen, 2023). Adicionalmente también se ha determinado que tanto la TE como las técnicas ARFI, son bastante eficaces para el diagnóstico de fibrosis significativa ( $\geq F2$ ), fibrosis severa ( $\geq F3$ ) y cirrosis (F4) en CBP y CEP (Marcos, 2023).

Finalmente, se un estudio reciente también determinó que la rigidez medida por 2D-SWE es un método preciso y confiable para evaluar la fibrosis hepática, especialmente para diagnosticar fibrosis severa ( $F \geq 3$ ) y monitorear la respuesta al tratamiento en pacientes con síndrome de superposición de HAI-CBP (Yan, 2022).

Se recomienda realizar más investigaciones sobre los valores de corte óptimos adicionales para proporcionar una mejor referencia para su futura aplicación clínica y estandarización (Chen, 2023).

## Capítulo 7: Limitaciones de la Elastografía

Aunque las diferentes técnicas de elastografía presentan una excelente alternativa no invasiva a la biopsia hepática, proporcionando información clínicamente útil sobre el estadio de fibrosis, presentan algunas limitaciones, siendo quizás la más importante el hecho de que persisten dependiendo del operador (Ozturk, 2021).

Los artefactos son comunes en las imágenes de pSWE y 2D-SWE, artefactos de reverberación de la cápsula hepática, la penetración limitada debido al alto grosor de la pared corporal, las sombras costales, los artefactos vasculares y los artefactos de movimiento se observan con frecuencia (Bruce, 2017), por lo que la experiencia del operador para reconocerlos y evitarlos es de gran importancia.

Otra limitación de la técnica SWE es el menor rendimiento y la mayor variabilidad en pacientes obesos ya que el tejido subcutáneo engrosado en la obesidad aumenta la atenuación del sonido, lo que limita tanto la inducción de ondas transversales como el seguimiento de su propagación (Giuffrè, 2020; Nadebaum, 2018).

En el caso específico de la TE, se encuentra limitada por la falta de imágenes. Los operadores no pueden visualizar el tejido hepático. Al igual que las técnicas de SWE, TE presenta un rendimiento menor en pacientes obesos (Berger, 2019).

Además, otros factores intrínsecos del tejido que pueden generar error en el resultado de la evaluación elastográfica de la fibrosis hepática incluyen la lesión hepática tóxica o viral, la esteatosis, estados inflamatorio y , acumulación de metales y proteínas; así como condiciones modificables por el paciente como la falta de ayuno y el ejercicio físico intenso (Ozturk, 2021).

La tabla 4 resume la algunas limitaciones y fortalezas de los métodos de elastografía sonográficos actualmente aceptados.

**Tabla 4:** Limitaciones y fortalezas de los métodos de elastografía sonográfica actualmente aceptados.

Tecnología	TE	ARFI (pSWE y 2D-SWE)
<b>Precisión y fortalezas</b>	Excelente para la detección de cirrosis; bueno para fibrosis significativa. Módulo específico para evaluar rigidez esplénica.	Comparable a TE para fibrosis avanzada; puede ser mejor para fibrosis significativa. Mejor rendimiento en pacientes obesos comparado con TE.
<b>Limitaciones</b>	Afectado por obesidad, espacios intercostales estrechos y ascitis; carece de imágenes anatómicas. Afectado por inflamación hepática, esteatosis y colestasis.	Artefactos por movimiento, dependiente del operador, limitado por obesidad. Comparabilidad limitada entre diferentes modelos/marcas de ultrasonido, cada uno con umbrales específicos. Afectado por esteatosis.
<b>Experiencia del operador</b>	Entrenamiento mínimo necesario; adecuado para uso en el punto de atención.	Requiere experiencia en ultrasonido modo B; típicamente realizado por radiólogos.
<b>Disponibilidad</b>	Ampliamente disponible; portátil.	Cada vez más disponible; integrado en sistemas de ultrasonido.
<b>Tasa de fallos</b>	Alta en pacientes con IMC elevado; tasa de fallo técnico del 2.4%–21.5%.	Baja tasa de fallos (1–2%); la obesidad es la principal causa de mediciones no confiables.

**Nota.** Adaptado de *Advances in imaging – elastography*, por E. Dajti, A. Huber, G. Ferraioli y A. Berzigotti, 2025, *Hepatology*. Disponible en <http://dx.doi.org/10.1097/HEP.0000000000001342>

## Conclusión y Perspectiva a Futuro

La elastografía, como método diagnóstico no invasivo, y particularmente las técnicas de elastografía transitoria y basadas en la tecnología de imágenes de fuerza de radiación acústica, han demostrado ser una herramienta con un valor clínico diagnóstico invaluable en la determinación de la fibrosis hepática, al determinar, de forma indirecta, la cuantificación del nivel de rigidez del hígado, de forma rápida, repetible, y sin efectos adversos o complicaciones, permitiendo descartar o confirmar la presencia de fibrosis hepática significativa.

El desarrollo de técnicas estandarizadas y automatizadas, está disminuyendo algunas de sus limitaciones, como la variabilidad entre operadores, mejorando así la consistencia de los resultados obtenidos en distintos dispositivos y de esta manera, mejorando su precisión diagnóstica; a su vez que el desarrollo de algoritmos informáticos y software está permitiendo realizar diagnósticos cada vez más tempranos de fibrosis hepática, lo que abre la posibilidad de brindar un manejo más preciso y temprano al paciente hepatópata crónico para evitar sus complicaciones (Kalaiyarasi, 2024; Moura, 2024; Zerunian, 2024; Kobayashi, 2024).

Las estrategias de adquisición de SWE, por ejemplo, continúan desarrollándose para generar mapas de velocidad y dispersión de ondas transversales que puedan medir las propiedades viscoelásticas del hígado en áreas profundas, lo que permite mitigar el problema de calidad en pacientes obesos. En conjunto, todas estas innovaciones sugieren que este campo seguirá siendo una fuente de información diagnóstica útil en los próximos años (Ozturk, 2021). También se está evaluando el desarrollo de nuevas técnicas ecográficas que permitan medir la esteatosis hepática y la imagen de dispersión (el cambio en los valores de rigidez mediante la variación de la frecuencia ARFI) como método para evaluar la inflamación. Esto es fundamental para diferenciar la esteatosis simple, una afección benigna, de la esteatohepatitis no alcohólica (Barr, 2020).

El futuro de la elastografía en la determinación de la fibrosis hepática tiene un gran potencial, lo cual permitirá en el futuro cercano no solo mejorar la calidad y precisión de los resultados,

sino hacer este método diagnóstico mucho más accesible y rentable, lo cual permitirá aplicarlo en condiciones de recursos más limitados que actualmente no cuentan con otras opciones, aparte de las invasivas, para el diagnóstico y tratamiento de patología hepática crónica y sus complicaciones.

La integración de la inteligencia artificial (IA) y el “Deep learning” también es muy prometedor en la mejora de calidad y velocidad del análisis de imágenes, permitiendo la disminución en la variabilidad interobservador, reducción en el número de mediciones de SWE requeridas, e incluso permitiendo evaluaciones automáticas de la fibrosis hepática, mejorando en general la eficiencia y la consistencia de los diagnósticos (Park, 2024; Fang, 2020; Ozturk, 2021; Huang, 2025; Wang, 2024).

La aplicación de IA en las imágenes sonográficas se perfila como un campo de gran importancia en el futuro, pues ha demostrado una capacidad notable en la diferenciación de patología benigna y maligna, no solo a nivel hepático, sino también mamario y tiroideo, con un rendimiento comparable e incluso mejor que radiólogos experimentados; sin embargo, aún es necesaria mucha validación adicional con conjuntos más extensos de datos para ser aplicable (Agarwal, 2024).

Por otro lado, el uso sinérgico de la elastografía con otras técnicas de diagnóstico por imágenes (como PET y CT) y biomarcadores, es algo en lo que también se está trabajando y promete proporcionar información más completa para la evaluación integral del paciente. Este enfoque de imágenes multimodales puede asumir un papel fundamental en la práctica clínica futura, especialmente en la evaluación de enfermedades hepáticas complejas o avanzadas (Wang, 2024; Loomba, 2020).

Con los avances tecnológicos continuos y la aparición de nuevos métodos, la elastografía está preparada para desempeñar un papel cada vez más importante en el diagnóstico y tratamiento de pacientes con enfermedad hepática crónica, proporcionando a los profesionales de la salud y a los pacientes más opciones diagnósticas y mejores resultados del tratamiento (Wang, 2024).

## Referencias

- ALPINION medical systems. X-CUBE 90/70 point Shear-Wave Elastography (pSWE) [Internet]. 2022. Disponible en: [https://www.medicalscan.es/wp-content/uploads/2022/04/XC-90\\_point-Shear-Wave-Elastography-pSWE20220404.pdf](https://www.medicalscan.es/wp-content/uploads/2022/04/XC-90_point-Shear-Wave-Elastography-pSWE20220404.pdf)
- Abdelbary, M., Marzaban, R., Gamal, E. H., Khairy, M., Menesy, M., Fahmy, M., et al. (2021). La utilidad clínica de la elastografía transitoria como una herramienta de imagenología para evaluar el impacto a corto plazo de la gastrectomía laparoscópica en manga, en conjunto con parámetros clínicos y bioquímicos e índices clínico-bioquímicos en pacientes con enfermedad de hígado graso no alcohólico: un estudio piloto egipcio. *Rev Gastroenterol Méx (Engl Ed)*, 86(2), 125–32. <http://dx.doi.org/10.1016/j.rgmx.2020.04.007>
- Abdulla, M., Abdulla, M., Al-Hashimi, H., Isa, H., Dunne, K., Blackwell, J. (2025). Two-dimensional shear wave ultrasound elastography for monitoring pediatric liver transplantation: A review of recent advances. *Pediatr Transplant*, 29(1), e70010. <http://dx.doi.org/10.1111/ptr.70010>
- Agarwal, P., Kambala, S., Dubey, S., Bhoyar, A., Doshi, K. (2024). Application of strain elastography in dentistry: A systematic review. *Cureus*, 16(10), e70693. <http://dx.doi.org/10.7759/cureus.70693>
- Alsowey, A., Shehata, S. (2021). Non-invasive staging of liver fibrosis by two-dimensional shear wave elastography (2D-SWE) in patients with chronic hepatitis C and B. *Egypt J Radiol Nucl Med*, 52(1). Disponible en, <http://dx.doi.org/10.1186/s43055-021-00502-4>
- Appanna, G., Kallis, Y. (2020). An update on the management of cholestatic liver diseases. *Clin Med*, 20(5), 513–6. <http://dx.doi.org/10.7861/clinmed.2020-0697>
- Atzori, S., Pasha, Y., Maurice, J., Taylor-Robinson, S., Campbell, L., Lim, A. (2024). Prospective evaluation of liver shearwave elastography measurements with 3 different technologies and same day liver biopsy in patients with chronic liver disease. *Dig Liver Dis*, 56(3), 484–94. <http://dx.doi.org/10.1016/j.dld.2023.10.020>
- Ayonrinde, O., Zelesco, M., Welman, C., Abbott, S., Adris, N. (2022). Clinical relevance of shear wave elastography compared with transient elastography and other markers of liver fibrosis. *Intern Med J*, 52(4), 640–50. <http://dx.doi.org/10.1111/imj.15603>
- Banc-Husu, A., Bass, L. (2021). Topic of the month: Transient elastography in pediatric liver disease. *J Pediatr Gastroenterol Nutr*, Publish Ahead of Print. Disponible en, <http://dx.doi.org/10.1097/mpg.00000000000003168>
- Barr, R., Ferraioli, G., Palmeri, M., Goodman, Z., Garcia-Tsao, G., Rubin, J., et al. (2015). Elastography assessment of liver fibrosis: Society of Radiologists in Ultrasound consensus conference statement. *Radiology*, 276(3), 845–61. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2015150619>

- Barr, R., Wilson, S., Rubens, D., Garcia-Tsao, G., Ferraioli, G. (2020). Update to the Society of Radiologists in Ultrasound liver elastography consensus statement. *Radiology*, 296(2), 263–74. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2020192437>
- Bauer, D., Matic, V., Mare, R., Maiocchi, L., Chromy, D., Müllner-Bucsics, T., et al. (2023). Point shear wave elastography by ElastPQ for fibrosis screening in patients with NAFLD: A prospective, multicenter comparison to vibration-controlled elastography. *Ultraschall Med*, 44(2), 169–78. <http://dx.doi.org/10.1055/a-1724-7289>
- Berger A, Shili S, Zuberbuhler F, Hiriart J-B, Lannes A, Chermak F, et al. Liver stiffness measurement with FibroScan: Use the right probe in the right conditions!: Use the right probe in the right conditions! *Clin Transl Gastroenterol* [Internet]. 2019;10(4):e00023. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.14309/ctg.0000000000000023>
- Berumen, J., Baglieri, J., Kisseleva, T., Mekeel, K. (2021). Liver fibrosis: Pathophysiology and clinical implications. *WIREs Mech Dis*, 13(1). Disponible en, <http://dx.doi.org/10.1002/wsbm.1499>
- Bismuth, H. (2014). A new look on liver anatomy: Needs and means to go beyond the Couinaud scheme. *J Hepatol*, 60(3), 480–1. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jhep.2013.12.010>
- Bruce, M., Kolokythas, O., Ferraioli, G., Filice, C., O'Donnell, M. (2017). Limitations and artifacts in shear-wave elastography of the liver. *Biomed Eng Lett*, 7(2), 81–9. <http://dx.doi.org/10.1007/s13534-017-0028-1>
- Burra, P., Tacke, F., Ratziu, V., Zeuzem, S., Sangro, B., & Angeli, P. (2023). From the editor's desk. *Journal of Hepatology*, 79(2), 247–250. <https://doi.org/10.1016/j.jhep.2023.05.019>
- Cai, C., Song, X., Chen, X., Zhou, W., Jin, Q., Chen, S., et al. (2021). Transient elastography in alcoholic liver disease and nonalcoholic fatty liver disease: A systemic review and meta-analysis. *Can J Gastroenterol Hepatol*, 2021, 8859338. <http://dx.doi.org/10.1155/2021/8859338>
- Cao, M., Zeng, J., Wang, J., Jiang, J. (2025). A comprehensive analysis of percutaneous liver biopsy characteristics and pathological manifestations in a large patient cohort (2009-2024). *BMC Gastroenterol*, 25(1), 67. <http://dx.doi.org/10.1186/s12876-025-03646-z>
- Cardoso, A., A, V. C., de, F. C., Leão, F. H., Pinto, S. R., Valle, T. C., et al. (2021). Brazilian Society of Hepatology and Brazilian College of Radiology practice guidance for the use of elastography in liver diseases. *Ann Hepatol*, 22(100341), 100341. <http://dx.doi.org/10.1016/j.aohep.2021.100341>
- Carnaúba JP, Ferreira RA, Tenore SB, Magalhães VC. Elastografía del hígado: guía práctica [libro electrónico]. 1ª ed. São Paulo (Brasil): Centro de Referencia y Capacitación en ETS/Sida/SP, Coordinación de Control de Enfermedades – CCD, Secretaría de Estado de Salud – SP; 2023. Disponible en: [https://elastobrasil.com.br/wp-content/uploads/2024/10/2351•Livro-Elastografia-Hepatica-JUN23\\_NET-ESP\\_v-1.pdf](https://elastobrasil.com.br/wp-content/uploads/2024/10/2351•Livro-Elastografia-Hepatica-JUN23_NET-ESP_v-1.pdf)

- Carrión, J. (2012). Evaluación de la fibrosis asociada a la enfermedad hepática. *Gastroenterología y Hepatología*, 35, 38–45. <https://www.elsevier.es/es-revista-gastroenterologia-hepatologia-14-articulo-evaluacion-fibrosis-asociada-enfermedad-hepatica-X0210570512955885>
- Carrión, J., Graupera, I., Vergara, M., Morillas, R., Pericàs, J., Poca, M., et al. (2023). Documento de posicionamiento de la «Societat Catalana de Digestologia» sobre elastografía hepática 2022. *Gastroenterol Hepatol*, 46(9), 732–46. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gastrohep.2022.11.005>
- Cast, A., Walter, T., Huppert, S. (2015). Vascular patterning sets the stage for macro and micro hepatic architecture. *Dev Dyn*, 244(3), 497–506. <http://dx.doi.org/10.1002/dvdy.24222>
- Castera, L., Friedrich-Rust, M., Loomba, R. (2019). Noninvasive assessment of liver disease in patients with nonalcoholic fatty liver disease. *Gastroenterology*, 156(5), 1264–1281. <http://dx.doi.org/10.1053/j.gastro.2018.12.036>
- Ce, M. (2022). Basic physics of ultrasound elastography. *International Journal of Clinical Studies and Medical Case Reports*, 23(1). Disponible en, <http://dx.doi.org/10.46998/ijcmcr.2022.23.000555>
- Chan, H., Wong, G., Choi, P., Chan, A., Chim, A., Yiu, K., et al. (2009). Alanine aminotransferase-based algorithms of liver stiffness measurement by transient elastography (Fibroscan) for liver fibrosis in chronic hepatitis B. *J Viral Hepat*, 16(1), 36–44. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1365-2893.2008.01037.x>
- Charoenchue, P., Khorana, J., Chitapanarux, T., Inmutto, N., Na, C. W., Amantakul, A., et al. (2024). Two-dimensional shear-wave elastography: Accuracy in liver fibrosis staging using magnetic resonance elastography as the reference standard. *Diagnostics (Basel)*, 15(1), 62. <http://dx.doi.org/10.3390/diagnostics15010062>
- Cheemerla, S., Balakrishnan, M. (2021). Global epidemiology of chronic liver disease. *Clin Liver Dis (Hoboken)*, 17(5), 365–70. <http://dx.doi.org/10.1002/cld.1061>
- Chen, H., Shen, Y., Wu, S., Zhu, Q., Weng, C., Zhang, J., et al. (2023). Diagnostic role of transient elastography in patients with autoimmune liver diseases: A systematic review and meta-analysis. *World J Gastroenterol*, 29(39), 5503–25. <http://dx.doi.org/10.3748/wjg.v29.i39.5503>
- Chowdhury, A., Mehta, K. (2023). Liver biopsy for assessment of chronic liver diseases: a synopsis. *Clin Exp Med*, 23(2), 273–85. <http://dx.doi.org/10.1007/s10238-022-00799-z>
- Ciardullo, S., Muraca, E., Zerbini, F., Perseghin, G. (2023). Liver stiffness is associated with all-cause mortality in patients with NAFLD: A systematic review and meta-analysis. *Liver Int*, 43(12), 2604–10. <http://dx.doi.org/10.1111/liv.15742>
- Cristoferi L, Nardi A, Carbone M. Transient elastography in chronic liver disease: Beware of the cut-offs! *J Hepatol* [Internet]. 2021;75(5):1245–6. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jhep.2021.06.002>

- Cè, M., D'Amico, N., Danesini, G., Foschini, C., Oliva, G., Martinenghi, C., et al. (2023). Ultrasound elastography: Basic principles and examples of clinical applications with artificial intelligence—A review. *BioMedInformatics*, 3(1), 17–43. <http://dx.doi.org/10.3390/biomedinformatics3010002>
- Dajti, E., Huber, A., Ferraioli, G., Berzigotti, A. (2025). Advances in imaging - elastography. *Hepatology*, Disponible en, <http://dx.doi.org/10.1097/HEP.0000000000001342>
- de Ávila, D., de, A. T., Mocarzel, L., Gismondi, R., Cabrita, C., Mesquita, E., et al. (2021). Liver stiffness as measured by transient elastography is a predictor of outcomes in patients with chronic heart failure with reduced, mid-range, and recovered left-ventricular ejection fraction. *Am Heart J Plus*, 11(100048), 100048. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ahjo.2021.100048>
- de Franchis, R., Bosch, J., Garcia-Tsao, G., Reiberger, T., Ripoll, C., Abraldes, J., et al. (2022). Baveno VII – Renewing consensus in portal hypertension. *J Hepatol*, 76(4), 959–74. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jhep.2021.12.022>
- Dietrich, C., Bamber, J., Berzigotti, A., Bota, S., Cantisani, V., Castera, L., et al. (2017). EFSUMB Guidelines and recommendations on the clinical use of liver Ultrasound elastography, update 2017 (long version). *Ultraschall Med*, 38(4), e16–47. <http://dx.doi.org/10.1055/s-0043-103952>
- Dioguardi, B. M., Grégory, J., Ronot, M., Sartoris, R., Chatellier, G., Vilgrain, V., et al. (2021). 2D-shear wave elastography: number of acquisitions can be reduced according to clinical setting. *Insights Imaging*, 12(1), 145. <http://dx.doi.org/10.1186/s13244-021-01090-7>
- Duan, Y., Zhang, J., Fan, M., Kong, D., Zhang, C. (2024). The value of follow-up liver stiffness changes measured by virtual touch quantification elastography for predicting recurrence of gastroesophageal varices after endoscopic injection sclerotherapy on cirrhotic patients. *Gastroenterol Res Pract*, 2024(1), 6802870. <http://dx.doi.org/10.1155/2024/6802870>
- Dyba, P., Potoczny, J., Waszak, T., Siwierska, K., Jończyk-Potoczna, K. (2023). Application of bidimensional shear wave liver elastography in the pediatric population. *Pediatr Pol*, 98(3), 216–22. <http://dx.doi.org/10.5114/polp.2023.130990>
- Díaz, L., Contador, R., Albrecht, H., Ibáñez, M., Urrutia, P., Bencze, B., et al. (2024). Clinical applications of ultrasound imaging in dentistry: A comprehensive literature review. *Dentistry Review*, 4(2), 100086. <http://dx.doi.org/10.1016/j.dentre.2024.100086>
- Eun J, Sook K. Prospective evaluation of liver fibrosis using S-shearwave imaging™ : Comparison with Magnetic Resonance Elastography. Samsung Medison Co., LTD [Internet]. 2022. Disponible en: <https://21291849.fs1.hubspotusercontent-na1.net/hubfs/21291849/Whitepapers/V8%20S-Shearwave%20Liver%20White%20Paper%201-V8-110rev00.pdf>
- European Association for the Study of the Liver. (2017). EASL recommendations on treatment of hepatitis C 2016. *J Hepatol*, 66(1), 153–94. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jhep.2016.09.001>

- Fadlallah, H., El, M. D., Bahmad, H., Abou-Kheir, W., El, M. J. (2025). Update on the complications and management of liver cirrhosis. *Med Sci (Basel)*, 13(1). Disponible en, <http://dx.doi.org/10.3390/medsci13010013>
- Fang, C., Sidhu, P. (2020). Ultrasound-based liver elastography: current results and future perspectives. *Abdom Radiol (NY)*, 45(11), 3463–72. <http://dx.doi.org/10.1007/s00261-020-02717-x>
- Fang, J., Cheng, J., Chang, M., Ahn, J., Westerhoff, M. (2021). Transient elastography versus liver biopsy: discordance in evaluations for fibrosis and steatosis from a pathology standpoint. *Mod Pathol*, 34(10), 1955–62. <http://dx.doi.org/10.1038/s41379-021-00851-5>
- Fasel, J., Gailloud, P., Terrier, F., Mentha, G., Sprumont, P. (1996). Segmental anatomy of the liver: a review and a proposal for an international working nomenclature. *Eur Radiol*, 6(6), 834–7. <http://dx.doi.org/10.1007/bf00240684>
- Ferraioli G. Quality criteria for liver stiffness quantification with a new 2D shear wave elastography technique [Internet]. European Congress of Radiology; 2019. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.26044/ECR2019/C-0862>
- Ferraioli, G., Barr, R., Berzigotti, A., Sporea, I., Wong, V., Reiberger, T., et al. (2024). WFUMB guideline/guidance on liver multiparametric ultrasound: Part 1. *Ultrasound Med Biol*, 50(8), 1061–87. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2024.03.013>
- Ferraioli, G., De, S. A., Lissandrin, R., Maiocchi, L., Tinelli, C., Filice, C., et al. (2019). Evaluation of inter-system variability in liver stiffness measurements. *Ultraschall Med*, 40(1), 64–75. <http://dx.doi.org/10.1055/s-0043-124184>
- Ferraioli, G., Roccarina, D. (2022). Update on the role of elastography in liver disease. *Therap Adv Gastroenterol*, 15, 17562848221140657. <http://dx.doi.org/10.1177/17562848221140657>
- Fitzpatrick, E., Quaglia, A., Vimalasvaran, S., Basso, M., Dhawan, A. (2013). Transient elastography is a useful noninvasive tool for the evaluation of fibrosis in paediatric chronic liver disease. *J Pediatr Gastroenterol Nutr*, 56(1), 72–6. <http://dx.doi.org/10.1097/MPG.0b013e31826f2760>
- Foncea, C., Moga, T., Sporea, I., Popa, A., Sirli, R., Bende, F., et al. (2022). The role of elastography for liver fibrosis screening in alcoholic liver disease. *Med Ultrason*, 24(4), 406–13. <http://dx.doi.org/10.11152/mu-3784>
- Friedman, S. L. (2024). Hepatic fibrosis and cancer: The silent threats of metabolic syndrome. *Diabetes & Metabolism Journal*, 48(2), 161–169. <https://doi.org/10.4093/dmj.2023.0240>
- Galina, P., Alexopoulou, E., Zellos, A., Grigoraki, V., Sihanidou, T., Kelekis, N., et al. (2019). Performance of two-dimensional ultrasound shear wave elastography: reference values of normal liver stiffness in children. *Pediatr Radiol*, 49(1), 91–8. <http://dx.doi.org/10.1007/s00247-018-4244-3>

- Gallet, J., Sassaroli, E., Yuan, Q., Aljabal, A., Park, M. (2024). Quality assurance of point and 2D shear wave elastography through the establishment of baseline data using phantoms. *Sensors (Basel)*, 24(15), 4961. <http://dx.doi.org/10.3390/s24154961>
- Gaspar, R., Mota, J., Almeida, M., Silva, M., Lau, B., Macedo, G. (2025). Spleen stiffness predicts the risk of liver-related complications in patients with compensated advanced chronic liver disease. *Clin Gastroenterol Hepatol*, Disponible en, <http://dx.doi.org/10.1016/j.cgh.2025.01.031>
- Gatos, I., Yarmenitis, S., Theotokas, I., Koskinas, J., Manesis, E., Zoumpoulis, S., et al. (2022). Comparison of Visual Transient Elastography, Vibration Controlled Transient Elastography, Shear Wave Elastography and Sound Touch Elastography in Chronic liver Disease assessment using liver biopsy as “Gold Standard.” *Eur J Radiol*, 157(110557), 110557. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejrad.2022.110557>
- Gidener, T., Ahmed, O., Larson, J., Mara, K., Therneau, T., Venkatesh, S., et al. (2021). Liver stiffness by magnetic resonance elastography predicts future cirrhosis, decompensation, and death in NAFLD. *Clin Gastroenterol Hepatol*, 19(9), 1915-1924. <http://dx.doi.org/10.1016/j.cgh.2020.09.044>
- Gidener, T., Dierkhising, R., Mara, K., Therneau, T., Venkatesh, S., Ehman, R., et al. (2023). Change in serial liver stiffness measurement by magnetic resonance elastography and outcomes in NAFLD. *Hepatology*, 77(1), 268–74. <http://dx.doi.org/10.1002/hep.32594>
- Gidener, T., Yin, M., Dierkhising, R., Allen, A., Ehman, R., Venkatesh, S. (2022). Magnetic resonance elastography for prediction of long-term progression and outcome in chronic liver disease: A retrospective study. *Hepatology*, 75(2), 379–90. <http://dx.doi.org/10.1002/hep.32151>
- Giuffrè, M., Campigotto, M., Colombo, A., Visintin, A., Budel, M., Aversano, A., et al. (2021). The role of elastography in alcoholic liver disease: fibrosis staging and confounding factors, a review of the current literature. *Minerva Gastroenterol (Torino)*, 67(2). Disponible en, <http://dx.doi.org/10.23736/s2724-5985.20.02777-4>
- Giuffrè, M., Giuricin, M., Bonazza, D., Rosso, N., Giraudi, P., Masutti, F., et al. (2020). Optimization of point-shear wave elastography by skin-to-liver distance to assess liver fibrosis in patients undergoing bariatric surgery. *Diagnostics (Basel)*, 10(10), 795. <http://dx.doi.org/10.3390/diagnostics10100795>
- Gopal, P., Hu, X., Robert, M., Zhang, X. (2025). The evolving role of liver biopsy: Current applications and future prospects. *Hepatol Commun*, 9(1). Disponible en, <http://dx.doi.org/10.1097/HC9.0000000000000628>
- Grogan SP, Mount CA. *Ultrasound physics and instrumentation*. In: StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025.
- Guibal, A., Renosi, G., Rode, A., Scoazec, J., Guillaud, O., Chardon, L., et al. (2016). Shear wave elastography: An accurate technique to stage liver fibrosis in chronic liver diseases. *Diagn Interv Imaging*, 97(1), 91–9. <http://dx.doi.org/10.1016/j.diii.2015.11.001>
- Guilera Sardá M. Cirrosis hepática compensada. *Medicina Integral*. 2000;35(10):450-4.

- Guo, L., Zheng, L., Hu, L., Zhou, H., Yu, L., Liang, W. (2017). Transient elastography (FibroScan) performs better than non-invasive markers in assessing liver fibrosis and cirrhosis in Autoimmune hepatitis patients. *Med Sci Monit*, 23, 5106–12. <http://dx.doi.org/10.12659/msm.907300>
- Harris, R., Card, T., Delahooke, T., Aithal, G., Guha, I. (2018). The XL probe: A luxury or a necessity? Risk stratification in an obese community cohort using transient elastography. *United European Gastroenterol J*, 6(9), 1372–9. <http://dx.doi.org/10.1177/2050640618772944>
- Hasegawa, S., Yoneda, M., Kurita, Y., Nogami, A., Honda, Y., Hosono, K., et al. (2021). Cholestatic liver disease: Current treatment strategies and new therapeutic agents. *Drugs*, 81(10), 1181–92. <http://dx.doi.org/10.1007/s40265-021-01545-7>
- Huang, L., Luo, Y., Zhang, L., Wu, M., Hu, L. (2025). Machine learning-based disease risk stratification and prediction of metabolic dysfunction-associated fatty liver disease using vibration-controlled transient elastography: Result from NHANES 2021–2023. *BMC Gastroenterol*, 25(1), 255. <http://dx.doi.org/10.1186/s12876-025-03850-x>
- Irshad, I., Alqahtani, S., Ikejima, K., Yu, M., Romero-Gomez, M., Eslam, M. (2025). Energy metabolism: An emerging therapeutic frontier in liver fibrosis. *Ann Hepatol*, 30(1), 101896. <http://dx.doi.org/10.1016/j.aohep.2025.101896>
- Jayaswal, A., Levick, C., Selvaraj, E., Dennis, A., Booth, J., Collier, J., et al. (2020). Prognostic value of multiparametric magnetic resonance imaging, transient elastography and blood-based fibrosis markers in patients with chronic liver disease. *Liver Int*, 40(12), 3071–82. <http://dx.doi.org/10.1111/liv.14625>
- Jin, X., Yip, T. C.-F., Wong, G. L.-H., Wong, V. W.-S., & Lai, J. C.-T. (2025). The new definition of metabolic dysfunction-associated steatotic liver disease: the role of ultrasound and elastography. *Ultrasonography (Seoul, Korea)*, 44(3), 189–201. <https://doi.org/10.14366/usg.24219>
- Kalaiyarasi, K., Sanchalika, A., Hsien, M. L., Wei, M. Y., Vishalkumar, S., Kuo, C. Y., et al. (2024). Transient elastography is the best-performing non-invasive test of liver fibrosis in obese Asian patients with non-alcoholic fatty liver disease: A pilot, cross-sectional study. *Medicina (Kaunas)*, 60(1), 169. <http://dx.doi.org/10.3390/medicina60010169>
- Kalra A, Yetiskul E, Wehrle CJ, Tuma F. Physiology, liver. In: StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025.
- Kazi, I., Jahagirdar, V., Kabir, B., Syed, A., Kabir, A., Perisetti, A. (2024). Role of imaging in screening for hepatocellular carcinoma. *Cancers (Basel)*, 16(19), 3400. <http://dx.doi.org/10.3390/cancers16193400>
- Khanam A, Saleeb PG, Kottiril S. Pathophysiology and treatment options for hepatic fibrosis: Can it be completely cured? *Cells [Internet]*. 2021;10(5):1097. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.3390/cells10051097>
- Kim, M., Han, J., An, J., Kim, B., Jin, Y., Kim, S., et al. (2024). KASL clinical practice guidelines for noninvasive tests to assess liver fibrosis in chronic liver disease. *Clin Mol Hepatol*, 30(Suppl), S5–105. <http://dx.doi.org/10.3350/cmh.2024.0506>

- Kisseleva, T., Brenner, D. (2021). Molecular and cellular mechanisms of liver fibrosis and its regression. *Nat Rev Gastroenterol Hepatol*, 18(3), 151–66. <http://dx.doi.org/10.1038/s41575-020-00372-7>
- Kobayashi, T., Iwaki, M., Nogami, A., Kawamura, N., Honda, Y., Ogawa, Y., et al. (2024). Prediction of outcomes in patients with metabolic dysfunction-associated steatotic liver disease based on initial measurements and subsequent changes in magnetic resonance elastography. *J Gastroenterol*, 59(1), 56–65. <http://dx.doi.org/10.1007/s00535-023-02049-9>
- Lee, J., Kang, H., Yoon, J., Lee, J. (2021). Ultrasound-guided transient elastography and two-dimensional shear wave elastography for assessment of liver fibrosis: emphasis on technical success and reliable measurements. *Ultrasonography*, 40(2), 217–27. <http://dx.doi.org/10.14366/usg.20036>
- Legros, L., Bardou-Jacquet, E., Turlin, B., Michalak, S., Hamonic, S., Le, G. A., et al. (2022). Transient elastography accurately screens for compensated advanced chronic liver disease in patients with ongoing or recent alcohol withdrawal. *Clin Gastroenterol Hepatol*, 20(7), 1542-1552. <http://dx.doi.org/10.1016/j.cgh.2021.02.021>
- Li, J., Yin, M. (2022). Liver fibrosis: Counterpoint-MR elastography is the noninvasive imaging modality of choice for detecting and staging liver fibrosis. *AJR Am J Roentgenol*, 219(3), 384–5. <http://dx.doi.org/10.2214/AJR.22.27676>
- Liangpunsakul S, Crabb DW. Early detection of alcoholic liver disease: Are we a step closer? *Gastroenterology* [Internet]. 2016;150(1):29–31. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1053/j.gastro.2015.11.030>
- Lieu, D. (2024). Ultrasound fundamentals and their clinical implications for interventional cytopathologists. *Cytopathology*, Disponible en, <http://dx.doi.org/10.1111/cyt.13382>
- Loomba, R., Adams, L. (2020). Advances in non-invasive assessment of hepatic fibrosis. *Gut*, 69(7), 1343–52. <http://dx.doi.org/10.1136/gutjnl-2018-317593>
- Lorente, S., Hautefeuille, M., Sanchez-Cedillo, A. (2020). The liver, a functionalized vascular structure. *Sci Rep*, 10(1), 16194. <http://dx.doi.org/10.1038/s41598-020-73208-8>
- Lu, J., Chen, M., Chen, Q., Wu, Q., Jiang, J., Leung, T. (2019). Elastogram: Physics, clinical applications, and risks: Physics, clinical applications, and risks. *Matern Fetal Med*, 1(2), 113–22. <http://dx.doi.org/10.1097/fm9.0000000000000024>
- Mahmud, N., Doshi, S., Forde, K., Khungar, V. (2019). Transient elastography reliably estimates liver fibrosis in autoimmune hepatitis. *Clin Exp Hepatol*, 5(3), 244–9. <http://dx.doi.org/10.5114/ceh.2019.87639>
- Marasco, G., Colecchia, A., Silva, G., Rossini, B., Eusebi, L., Ravaioli, F., et al. (2020). Non-invasive tests for the prediction of primary hepatocellular carcinoma. *World J Gastroenterol*, 26(24), 3326–43. <http://dx.doi.org/10.3748/wjg.v26.i24.3326>
- Marcos, C. N., López, J. A., Garrido, E., García, G. M. (2023). Estimation of liver fibrosis using elastography in cholestatic diseases: systematic review and meta-analysis. *Rev*

Esp Enferm Dig, Disponible en, <http://dx. doi.org/10.17235/reed.2023.9254/2022>

- Maroto-García J, Moreno-Álvarez A, Sanz de Pedro M, Buño-Soto A, González Á. Biomarcadores séricos para la evaluación de la fibrosis hepática. *Advances in Laboratory Medicine / Avances en Medicina de Laboratorio*. 2024;5(2): 131-147. Disponible en: <https://doi.org/10.1515/almed-2023-0172>
- Mattos, A. d., Mattos, A. d., Sartori, G., Both, G., Tovo, C. (2023). The role of elastography in clinically significant portal hypertension. *Arq Gastroenterol*, 60(4), 525–35. <http://dx. doi.org/10.1590/S0004-2803.230402023-64>
- Mjelle, A., Mulabecirovic, A., Havre, R., Rosendahl, K., Juliusson, P., Olafsdottir, E., et al. (2019). Normal liver stiffness values in children: A comparison of three different elastography methods: A comparison of three different elastography methods. *J Pediatr Gastroenterol Nutr*, 68(5), 706–12. <http://dx. doi.org/10.1097/MPG.0000000000002320>
- Moura, C. G., Fan, B., Navin, P., Olivie, D., Venkatesh, S., Ehman, R., et al. (2024). Interpretation, reporting, and clinical applications of liver MR elastography. *Radiology*, 310(3), e231220. <http://dx. doi.org/10.1148/radiol.231220>
- Mărginean, C., Meliș, L., Ghiga, D., Săsăran, M. (2020). Reference values of normal liver stiffness in healthy children by two methods: 2D shear wave and transient elastography. *Sci Rep*, 10(1), 7213. <http://dx. doi.org/10.1038/s41598-020-64320-w>
- Nadebaum, D., Nicoll, A., Sood, S., Gorelik, A., Gibson, R. (2018). Variability of liver shear wave measurements using a new ultrasound elastographic technique. *J Ultrasound Med*, 37(3), 647–56. <http://dx. doi.org/10.1002/jum.14375>
- Naganuma, H., Ishida, H., Uno, A., Nagai, H., Kuroda, H., Ogawa, M. (2020). Diagnostic problems in two-dimensional shear wave elastography of the liver. *World J Radiol*, 12(5), 76–86. <http://dx. doi.org/10.4329/wjr.v12.i5.76>
- Narayanasamy, S., Franca, M., Idilman, I., Yin, M., Venkatesh, S. (2025). Advanced imaging techniques for assessing fat, iron, and fibrosis in chronic liver disease. *Gut Liver*, 19(1), 31–42. <http://dx. doi.org/10.5009/gnl240302>
- Neagu, M., Neagu, A. (2025). A decade of progress in ultrasound assessments of subcutaneous and total body fat: A scoping review. *Life (Basel)*, 15(2), 236. <http://dx. doi.org/10.3390/life15020236>
- Neuberger, J., Cain, O. (2021). The need for alternatives to liver biopsies: Non-invasive analytics and diagnostics. *Hepat Med*, 13, 59–69. <http://dx. doi.org/10.2147/HMER.S278076>
- Nobili, V., Alisi, A., Valenti, L., Miele, L., Feldstein, A., Alkhouri, N. (2019). NAFLD in children: new genes, new diagnostic modalities and new drugs. *Nat Rev Gastroenterol Hepatol*, 16(9), 517–30. <http://dx. doi.org/10.1038/s41575-019-0169-z>
- Oglat, A., Abukhalil, T. (2024). Ultrasound elastography: Methods, clinical applications, and limitations: A review article. *Appl Sci (Basel)*, 14(10), 4308. <http://dx. doi.org/10.3390/app14104308>

- Oglat, A., Alshipli, M., Sayah, M., Ahmad, M. (2020). Artifacts in diagnostic ultrasonography. *J Vasc Ultrasound*, 44(4), 212–9. <http://dx.doi.org/10.1177/1544316720923937>
- Oh, J., Goh, M., Park, Y., Kim, J., Kang, W., Sinn, D., et al. (2021). Different performance of liver stiffness measurement according to etiology and outcome for the prediction of liver-related events. *Dig Dis Sci*, 66(8), 2816–25. <http://dx.doi.org/10.1007/s10620-020-06591-x>
- Olivas, I., Arvaniti, P., Gabeta, S., Torres, S., Del, B. M., Díaz-González, A., et al. (2024). Liver stiffness measurement predicts clinical outcomes in autoimmune hepatitis. *JHEP Rep*, 6(11), 101213. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jhepr.2024.101213>
- Ozturk, A., Grajo, J., Dhyani, M., Anthony, B., Samir, A. (2018). Principles of ultrasound elastography. *Abdom Radiol (NY)*, 43(4), 773–85. <http://dx.doi.org/10.1007/s00261-018-1475-6>
- Ozturk, A., Olson, M., Samir, A., Venkatesh, S. (2021). Liver fibrosis assessment: MR and US elastography. *Abdom Radiol (NY)*, 47(9), 3037–50. <http://dx.doi.org/10.1007/s00261-021-03269-4>
- O'Hara, S., Edwards, C., Zelesco, M. (2024). Two dimensional shear wave elastography—Basic principles and current applications. *Sonography*, 11(3), 201–10. <http://dx.doi.org/10.1002/sono.12416>
- O'Shea, A., Pierce, T. (2021). US elastography in hepatic fibrosis—radiology in training. *Radiology*, 299(2), 264–71. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2021203893>
- Paranaguá-Vezozzo, D., Benedita, T. D., Reinoso-Pereira, G., Moutinho, R., Kioko, O. S., Walwyn, S. V., et al. (2023). Liver elastography can predict degree of advanced fibrosis for autoimmune hepatitis in biochemical remission. *JGH Open*, 7(4), 272–7. <http://dx.doi.org/10.1002/jgh3.12865>
- Park, D., Lee, Y., Chang, W., Park, J., Lee, K., Kim, Y., et al. (2019). Diagnostic performance of a point shear wave elastography (pSWE) for hepatic fibrosis in patients with autoimmune liver disease. *PLoS One*, 14(3), e0212771. <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0212771>
- Park, H., Joo, Y., Lee, O., Lee, K., Song, T., Choi, C., et al. (2024). Automated classification of liver fibrosis stages using ultrasound imaging. *BMC Med Imaging*, 24(1), 36. <http://dx.doi.org/10.1186/s12880-024-01209-4>
- Patil, P., Julakanti, S., Dhadve, R. (2024). Point shear wave elastography for assessment of liver stiffness in normal individuals and in patients with non-alcoholic fatty liver disease. *Cureus*, 16(10), e70711. <http://dx.doi.org/10.7759/cureus.70711>
- Patra, S., Grover, S. (2022). Physical principles of elastography: A primer for radiologists. *Indographics*, 01(01), 027–40. <http://dx.doi.org/10.1055/s-0042-1742575>
- Pierce, T., Ozturk, A., Sherlock, S., Moura, C. G., Wang, X., Li, Q., et al. (2024). Reproducibility and repeatability of US shear-wave and transient elastography in nonalcoholic fatty liver disease. *Radiology*, 312(3), e233094. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.233094>

- Poggi, C., Palavecino, M. (2024). Ultrasound principles and instrumentation. *Surg Open Sci*, 18, 123–8. <http://dx.doi.org/10.1016/j.sopen.2024.02.005>
- Pomohaci, M., Grasu, M., Băicoianu-Nițescu, A., Enache, R., Lupescu, I. (2025). Systematic review: AI applications in liver imaging with a focus on segmentation and detection. *Life (Basel)*, 15(2). Disponible en, <http://dx.doi.org/10.3390/life15020258>
- Powles, A., Martin, D., Wells, I., Goodwin, C. (2018). Physics of ultrasound. *Anaesth Intensive Care Med*, 19(4), 202–5. <http://dx.doi.org/10.1016/j.mpaic.2018.01.005>
- Rasool, N., Hyder, A., Tareen, K., Ahmed, I., Iqbal, S., Kauser, S. M., et al. (2025). Diagnostic performance of shear-wave elastography in Autoimmune hepatitis: Evaluating baseline characteristics and accuracy across fibrosis stages. *Cureus*, 17(1), e76789. <http://dx.doi.org/10.7759/cureus.76789>
- Rinaldi, L., Giorgione, C., Mormone, A., Esposito, F., Rinaldi, M., Berretta, M., et al. (2023). Non-invasive measurement of hepatic fibrosis by transient elastography: A narrative review. *Viruses*, 15(8). Disponible en, <http://dx.doi.org/10.3390/v15081730>
- Samsung Medison Clinical Research Group. The Clinical Information S-Shearwave™ Elastography Liver Evaluation: Recommended Values. Article # WP201704-Shear Wave / Issue Date 26 Apr. 2017. Disponible en: [https://images.samsung.com/is/content/samsung/assets/pl/business/ultrasonograf/wiedza/White\\_Paper\\_S-Shearwave\\_Liver\\_1\\_RS80A\\_2017.pdf](https://images.samsung.com/is/content/samsung/assets/pl/business/ultrasonograf/wiedza/White_Paper_S-Shearwave_Liver_1_RS80A_2017.pdf)
- Schulz, M., Kleinjans, M., Strnad, P., Demir, M., Holtmann, T., Tacke, F., et al. (2021). Shear wave elastography and shear wave dispersion imaging in the assessment of liver disease in Alpha1-antitrypsin deficiency. *Diagnostics (Basel)*, 11(4), 629. <http://dx.doi.org/10.3390/diagnostics11040629>
- Serai, S., Glenn, A., Trout, A., Lerebo, W., Gee, M., Khanna, G., et al. (2025). Spleen stiffness in a healthy pediatric population undergoing liver magnetic resonance elastography. *Pediatr Radiol*, 55(4), 846–56. <http://dx.doi.org/10.1007/s00247-024-06107-z>
- Servente, L., Avondet, F., Milans, S., Benech, N., Negreira, C., Brum, J. (2021). Elastografía por ultrasonido: revisión de aspectos técnicos y aplicaciones clínicas. *Revista de Imagenología*, 24(2), 37–48. <https://sriuy.org.uy/ojs/index.php/Rdi/article/view/97>
- Shahzad, R., Fatima, I., Anjum, T., Shahid, A. (2022). Diagnostic value of strain elastography and shear wave elastography in differentiating benign and malignant breast lesions. *Ann Saudi Med*, 42(5), 319–26. <http://dx.doi.org/10.5144/0256-4947.2022.319>
- Sharma A, Nagalli S. Chronic liver disease. In: StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025.
- Sharma B, John S. Hepatic cirrhosis. In: StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025.
- Sigrist, R., Liau, J., Kaffas, A., Chammas, M., Willmann, J. (2017). Ultrasound elastography: Review of techniques and clinical applications. *Theranostics*, 7(5), 1303–29. <http://dx.doi.org/10.7150/thno.18650>

- Stasi, C., Brillanti, S. (2024). Liver stiffness values to predict occurrence and recurrence of hepatocellular carcinoma. *Life (Basel)*, 14(3), 342. <http://dx.doi.org/10.3390/life14030342>
- Takuma, Y., Morimoto, Y., Takabatake, H., Tomokuni, J., Sahara, A., Matsueda, K., et al. (2020). Changes in liver and spleen stiffness by virtual touch quantification technique after balloon-occluded retrograde transvenous obliteration of gastric varices and exacerbation of esophageal varices: A preliminary study. *Ultraschall Med*, 41(2), 157–66. <http://dx.doi.org/10.1055/a-0731-0137>
- Tham, E., Tan, D., Danpanichkul, P., Ng, C., Syn, N., Koh, B., et al. (2025). The Global Burden of cirrhosis and other chronic liver diseases in 2021. *Liver Int*, 45(3), e70001. <http://dx.doi.org/10.1111/liv.70001>
- Tran, L., Ley, D., Bourdon, G., Coopman, S., Lerisson, H., Tillaux, C., et al. (2022). Noninvasive pediatric liver fibrosis measurement: Two-dimensional shear wave elastography compared with transient elastography. *Front Pediatr*, 10, 849815. <http://dx.doi.org/10.3389/fped.2022.849815>
- Van, B. B., Daire, J., Garteiser, P. (2015). New imaging techniques for liver diseases. *J Hepatol*, 62(3), 690–700. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jhep.2014.10.014>
- Vernon H, Wehrle CJ, Alia VSK, Kasi A. Anatomy, abdomen and pelvis: Liver. In: StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025.
- Wang, S., & Friedman, S. L. (2023). Found in translation-Fibrosis in metabolic dysfunction-associated steatohepatitis (MASH). *Science Translational Medicine*, 15(716), eadi0759. <https://doi.org/10.1126/scitranslmed.adi0759>
- Wang, Y., Yang, X., Wang, S. (2024). Progress and prospects of elastography techniques in the evaluation of fibrosis in chronic liver disease. *Arch Med Sci*, 20(6), 1784–92. <http://dx.doi.org/10.5114/aoms/187079>
- Wei, H., Song, B. (2020). Elastography for longitudinal assessment of liver fibrosis after antiviral therapy: A review. *J Clin Transl Hepatol*, 8(4), 445–53. <http://dx.doi.org/10.14218/JCTH.2020.00033>
- Wu, M., Wu, L., Jin, J., Wang, J., Li, S., Zeng, J., et al. (2020). Liver stiffness measured with two-dimensional shear-wave elastography is predictive of liver-related events in patients with chronic liver disease due to hepatitis B viral infection. *Radiology*, 295(2), 353–60. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2020191481>
- Xia, B., Wang, F., Friedrich-Rust, M., Zhou, F., Zhu, J., Yang, H., et al. (2018). Feasibility and Efficacy of Transient Elastography using the XL probe to diagnose liver fibrosis and cirrhosis: A meta-analysis. *Medicine (Baltimore)*, 97(39), e11816. <http://dx.doi.org/10.1097/md.00000000000011816>
- Yan, Y., Xing, X., Wang, Y., Wang, X., Wang, Z., Yang, L. (2022). Clinical utility of two-dimensional shear-wave elastography in monitoring disease course in autoimmune hepatitis-primary biliary cholangitis overlap syndrome. *World J Gastroenterol*, 28(18), 2021–33. <http://dx.doi.org/10.3748/wjg.v28.i18.2021>

- Younossi, Z. M., Koenig, A. B., Abdelatif, D., Fazel, Y., Henry, L., & Wymer, M. (2016). Global epidemiology of nonalcoholic fatty liver disease-Meta-analytic assessment of prevalence, incidence, and outcomes. *Hepatology (Baltimore, Md.)*, *64*(1), 73–84. <https://doi.org/10.1002/hep.28431>
- Yu, J., Lee, H., Kim, S. (2023). Noninvasive imaging biomarkers for liver fibrosis in nonalcoholic fatty liver disease: current and future. *Clin Mol Hepatol*, *29*(Suppl), S136–49. <http://dx.doi.org/10.3350/cmh.2022.0436>
- Zerunian, M., Masci, B., Caruso, D., Pucciarelli, F., Polici, M., Nardacci, S., et al. (2024). Liver magnetic resonance elastography: Focus on methodology, technique, and feasibility. *Diagnostics (Basel)*, *14*(4), 379. <http://dx.doi.org/10.3390/diagnostics14040379>
- Zhang, X., Wei, Q., Wu, G., Tang, Q., Pan, X., Chen, G., et al. (2023). Artificial intelligence - based ultrasound elastography for disease evaluation - a narrative review. *Front Oncol*, *13*, 1197447. <http://dx.doi.org/10.3389/fonc.2023.1197447>
- Zhang, Y., Fowler, K., Ozturk, A., Potu, C., Louie, A., Montes, V., et al. (2020). Liver fibrosis imaging: A clinical review of ultrasound and magnetic resonance elastography: Liver Fibrosis Imaging: A Clinical Review. *J Magn Reson Imaging*, *51*(1), 25–42. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.26716>
- Zheng, X., Huang, Y., Liu, Y., Wang, Y., Mao, R., Li, F., et al. (2020). Shear-wave elastography of the breast: Added value of a quality map in diagnosis and prediction of the biological characteristics of breast cancer. *Korean J Radiol*, *21*(2), 172–80. <http://dx.doi.org/10.3348/kjr.2019.0453>