

# Midiendo la elasticidad de tejidos biológicos empleando ultrasonidos



Enrique Gonzalez-Mateo<sup>1</sup>, Josep Rodriguez-Sendra<sup>1</sup>,  
Francisco Camarena<sup>1</sup>, Noé Jiménez<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Instituto de Instrumentación para Imagen Molecular,  
Universitat Politècnica de València - CSIC, España

PACS: 43.35.–c, 87.19.Rr, 43.60.–c

## Resumen

La elastografía por ultrasonidos es una técnica de imagen médica que evalúa y mapea la elasticidad de los tejidos blandos. La elastografía proporciona información cualitativa y cuantitativa para diagnósticos, utilizando modos de imagen especializados que miden la rigidez en respuesta a fuerzas mecánicas. Esta modalidad presenta una alta sensibilidad y especificidad debido a que muchas patologías provocan grandes cambios en la rigidez de los tejidos, siendo útil en fibrosis hepática y detección y cuantificación de tumores como los de mama, tiroides o próstata. En este resumen presentamos los principios básicos de la elastografía por ultrasonidos, su relevancia clínica y revisamos las nuevas técnicas de imagen de mapas de elasticidad.

**Palabras clave:** Elastografía, Ultrasonidos, Imagen por deformación, Imagen por Ondas Transversales.

## Abstract

Ultrasound elastography is a medical imaging technique that assesses and maps the elasticity of soft tissues. Elastography provides qualitative and quantitative diagnostic information using specialized imaging modes that measure stiffness in response to mechanical forces. This modality presents high sensitivity and specificity because many pathologies result in large changes in tissue stiffness, being particularly useful in liver fibrosis and detection and quantification of tumors such as breast, thyroid, or prostate. In this summary we present the basic principles of ultrasound elastography, its clinical relevance, and review the new elasticity mapping imaging techniques.

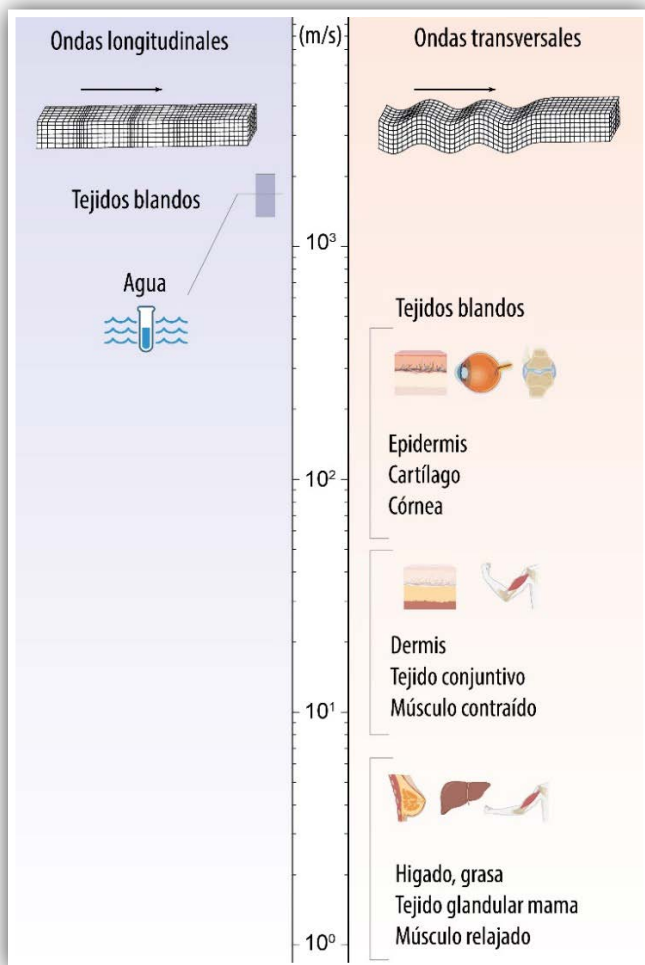
**Keywords:** Elastography, Ultrasound, Strain Imaging, Shear Wave Imaging.

## 1. Introducción

Las imágenes por ultrasonidos producen imágenes morfológicas mediante el mapeo de la ecogenicidad de los tejidos, es decir, la capacidad que tienen para reflejar las ondas longitudinales acústicas. Sin embargo, en el cuerpo humano existen muchos tejidos que presentan una reflectividad similar, pero, sin embargo, una muy diferente elasticidad. Por ejemplo, un tumor benigno y otro maligno pueden aparecer en las imágenes de ecografía convencionales, llamadas modo-B, con un moteado de nivel de gris muy similar. Sin embargo, se conoce que muchos tumores malignos, debido a su crecimiento y microestructura, presentan una rigidez mecánica mucho mayor que los benignos. En estos casos, la ecografía convencional presenta una pobre sensibilidad y especificidad para discernirlos, y como no es una técnica cuantitativa, el nivel de gris en la imagen no se asocia necesari-

amente a un biomarcador de interés que cuantifique la patología.

Para mejorar la sensibilidad y especificidad de la ecografía, la elastografía [1] se ha convertido en una herramienta fiable de diagnóstico médico, pues la rigidez local se ha identificado como un biomarcador fiable vinculado a varias patologías como la evaluación de la fibrosis hepática [2] y la obtención de imágenes de mama, próstata [3] o riñón [4]. Empleando técnicas de elastografía, podemos mapear y cuantificar la elasticidad de los tejidos blandos. La elastografía por ultrasonidos combina imágenes de ultrasonidos estándar con una fuente de vibración o esfuerzo mecánico. Cuantificando el grado de deformación del tejido en respuesta al esfuerzo inducido, podemos medir la elasticidad de este. En otras palabras, ante la aplicación de la misma fuerza, un tejido blando experimentará una mayor deformación en comparación con un



**Figura 1.** Velocidad de las ondas longitudinales (izquierda) y transversales (derecha) de varios tejidos blandos.

tejido rígido. Esta tecnología para evaluar la elasticidad de los tejidos blandos es una alternativa segura, portátil y rentable a otras técnicas de imagen, como la resonancia magnética o la tomografía computarizada, que requieren equipos caros y/o exposición a la radiación.

La forma más primitiva de la elastografía consiste en la palpación. La palpación es útil como un primer diagnóstico, pero es una prueba superficial y completamente subjetiva que dependerá de la interpretación de cada médico. El desarrollo de técnicas de imagen elastográficas mediante ultrasonidos, óptica, y resonancia magnética pretende proporcionar una manera de “palpación” por imagen que sea cuantitativa, sensible y específica.

Los tejidos blandos, predominantemente compuestos de agua atrapada en una matriz de tejido conectivo, exhiben propiedades acústicas únicas. El agua contribuye significativamente al módulo de compresibilidad, lo que hace que la velocidad de las ondas de compresión ultrasónicas sea comparable a la del agua misma. Es fundamental recordar que la obtención de imágenes en el

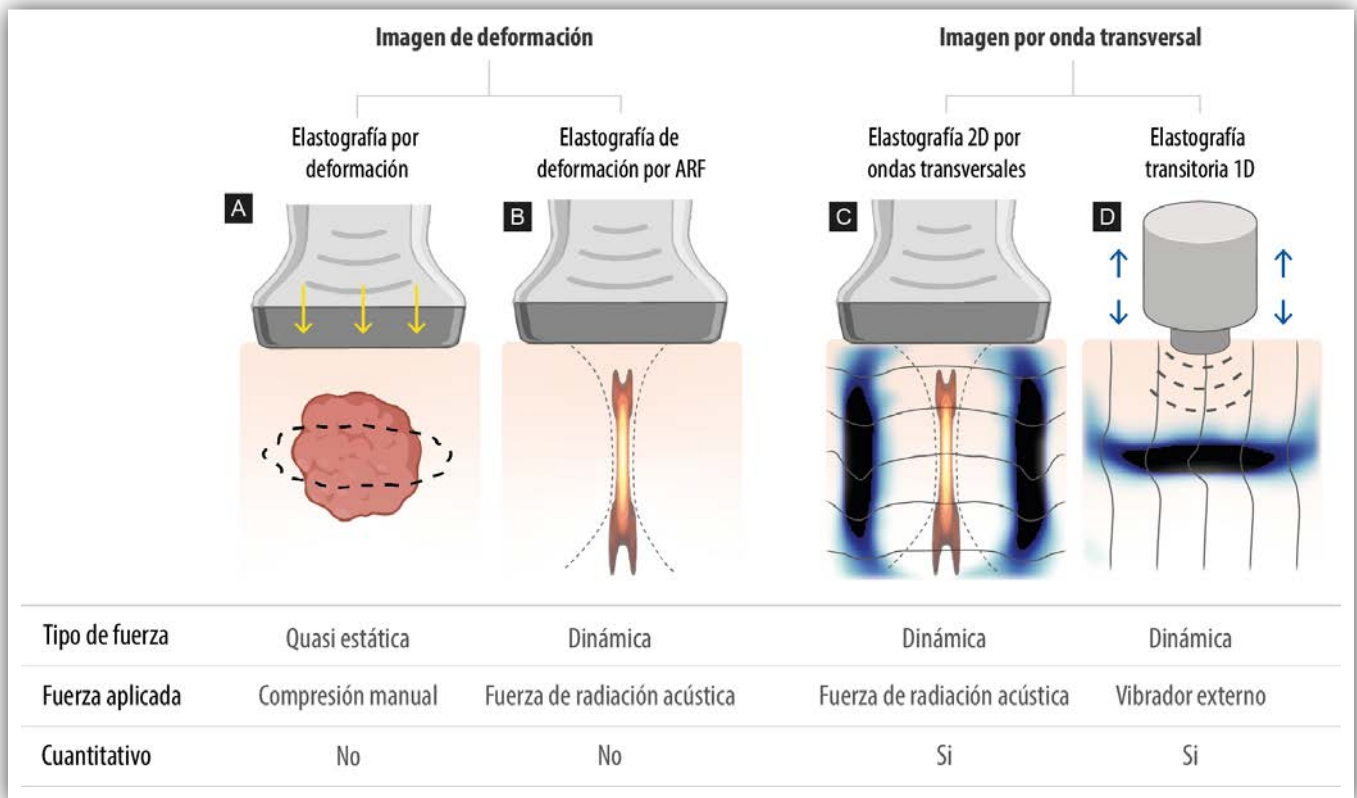
modo convencional implica la emisión y recepción de ondas longitudinales. Por otro lado, el tejido conectivo proporciona rigidez estructural, aunque con un bajo módulo de elasticidad transversal. Dado que la cantidad de agua es similar entre los tejidos, el módulo de compresibilidad permanece constante, resultando en una velocidad del sonido relativamente invariable. Sin embargo, la variabilidad estructural entre los tejidos es considerable, presentando módulos de elasticidad transversal significativamente diferentes. Por tanto, la velocidad de las ondas transversales es muy diferente entre tejidos. Como podemos ver en la Figura 1, las ondas longitudinales en los tejidos blandos alcanzan valores en torno a 1500 m/s, mientras que las transversales cubren valores muy diferentes, desde 1 a 100 m/s. La gran especificidad de la elastografía se fundamenta en que los módulos elasticidad transversal presentan una extraordinaria variabilidad entre tejidos y patologías.

Además, el hecho de que los dos tipos de ondas viajen a velocidades tan diferentes es un aspecto clave para la elastografía por ultrasonidos, pues en la práctica, podemos considerar que ambas ondas están físicamente desacopladas, y emplear las rápidas para visualizar las lentas. Como los ultrasonidos empleados para ecografía viajan rápido (1500 m/s), podemos hacer imágenes en modo-B a una tasa de cuadros muy alta, por ejemplo, 15 kHz, y detectar las deformaciones que produce a su paso una onda transversal (10 m/s). Efectivamente, ello nos permite capturar “a cámara lenta” los desplazamientos del tejido al paso de la onda transversal. Con esta información, podemos reconstruir una imagen de la elasticidad del tejido de una manera cuantitativa.

## 2. Técnicas de elastografía por ultrasonidos

En elastografía por ultrasonidos se diferencian dos tipos de modalidades de imagen en función de la magnitud física medida; imagen por compresión [1] e imagen por onda transversal o en inglés “shear wave imaging” [5]. En la Fig. 2 se representan las principales técnicas de cada tipo de imagen.

Todas las técnicas elastográficas se basan en deformar el tejido mediante un estímulo o fuerza mecánica externo. La propiedad física que mide la relación entre la deformación producida por la fuerza aplicada es el módulo de Young,  $E$ , el cual nos proporciona un valor de la elasticidad axial del tejido. De una manera simplificada, para generar una imagen de elastografía por compresión se aplica un estrés sobre el tejido,  $\sigma$ , lo que da lugar a una deformación,  $\epsilon$ . Así, mediante la Ley de Hooke,  $E = \sigma / \epsilon$ , se puede calcular el valor de elasticidad. Sin embargo, los sistemas de imagen por compresión no se



**Figura 2.** Principales técnicas de elastografía por ultrasonido: Deformación (izquierda) y ondas transversales (derecha), midiendo cualitativa y cuantitativamente, respectivamente. Se emplean varios métodos de excitación: (a) compresión manual en elastografía por deformación, (b) fuerza acústica de radiación para empuje, (c) elastografía 2D por ondas transversales, y (d) vibración externa con actuadores mecánicos en elastografía transitoria.

suelen usar para calcular el valor del módulo de Young ya que la fuerza aplicada normalmente no se conoce, por lo que la elasticidad se mide de manera relativa en lugar de absoluta. Por el contrario, las técnicas de imagen por ondas transversales se basan en emplear la fuerza de radiación de un haz de ultrasonidos para inducir un leve y breve empuje en el interior del tejido, lo que genera ondas transversales que se propagan a lo largo del tejido y de las que se puede medir su velocidad de propagación,  $c_s$ . Suponiendo un medio elástico, cuasiincompresible e isotrópico, el módulo de Young se puede expresar como  $E = 3\rho c_s^2$ , donde  $\rho$  representa la densidad del tejido.

### 2.1. Imagen por compresión

Este tipo de imagen fue la primera técnica elastográfica, publicada a principios de 1990 [1]. En sus primeras aplicaciones, la deformación del tejido se lograba mediante una compresión manual sobre el tejido con el transductor de ultrasonidos, Fig. 2 (a). Primero, antes de inducir compresión alguna, se realiza una imagen convencional de ultrasonidos. Después, se ejerce una compresión, típicamente con la misma sonda, y se realiza otra imagen. La correlación de ambas proporciona la

deformación producida. Cuanto menor sea esa deformación, el tejido tendrá un comportamiento más rígido y viceversa. Las principales ventajas de esta técnica son la fácil implementación y los requerimientos del sistema de imagen. La compresión manual es muy útil para evaluar órganos superficiales como la mama y el tiroides, pero es difícil evaluar órganos más profundos como el hígado.

Una década después, en los 2000, en la imagen por compresión se introduce una nueva manera de ejercer esfuerzos en el tejido, en lugar de usar fuerzas cuasiestáticas, como la compresión manual, se propone el uso de fuerzas dinámicas basadas en fuerza radiación acústica, Fig. 2 (b). La técnica consiste en focalizar un haz de ultrasonidos en el interior del tejido para generar un pulso de empuje por medio de la fuerza acústica de radiación (ARF) del haz. De esta manera, ejercemos un esfuerzo a distancia y en una zona localizada en el tejido, lo que resulta en una deformación del orden de micras. Midiendo la deformación mediante la correlación de imágenes en modo-B, podemos evaluar la elasticidad de manera relativa. Esta técnica es conveniente ya que, tanto el haz de ultrasonidos de empuje como los pulsos de imagen se pueden generar con una sonda de ultrasonidos convencional. Alternativamente, se pueden emplear los pro-

pios movimientos fisiológicos, como el pulso cardíaco o la respiración, para la generación de esfuerzos en el tejido. Tanto estos movimientos endógenos como el uso de ARF permiten la evaluación de órganos más profundos.

La principal limitación de estas técnicas es que son cualitativas, pues, aunque se conoce la magnitud de los desplazamientos producidos, generalmente no se conoce la magnitud de los esfuerzos generados, lo que impide calcular la elasticidad del tejido de una manera absoluta.

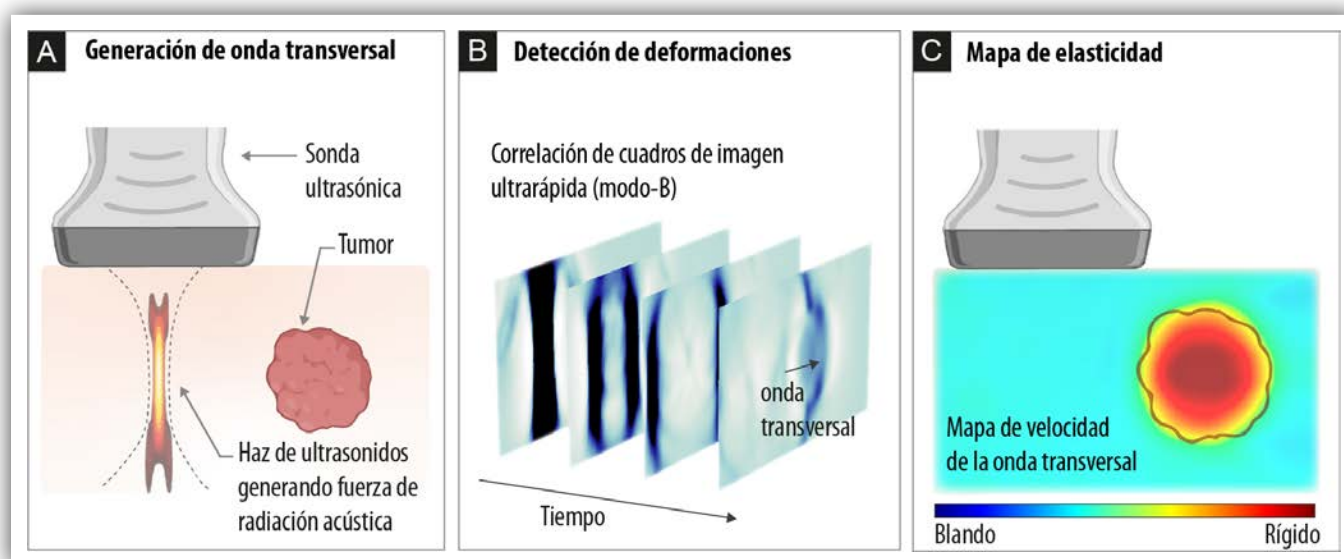
## 2.2. Imagen por onda transversal

Este tipo de imagen, a diferencia de la de compresión, proporciona información cuantitativa. La técnica consiste en generar ondas transversales y mediante la correlación de imágenes por ultrasonidos tomadas a una tasa de cuadros elevada, medir su velocidad. Esto es posible ya que las ondas transversales (1 – 10 m/s) en tejidos blandos están completamente desacopladas en el espectro de velocidad de las ondas de compresión (1450 – 1550 m/s). Así, la imagen por ultrasonidos proporciona el desplazamiento del tejido al paso de onda transversal. Generalmente, las ondas transversales viajan en el tejido en una dirección perpendicular a los pulsos longitudinales que se utilizan para monitorizar su desplazamiento. Con esta información, se calcula la velocidad de la onda y con ello, el módulo elástico del tejido. Además, esta técnica permite medir otro tipo de propiedades mecánicas del tejido como la anisotropía o la viscosidad.

Existen distintas modalidades basadas en ondas transversales para evaluar la rigidez de tejidos; por ejemplo, las técnicas de elastografía transitoria [6], Fig. 2 (d), o las técnicas de elastografía por ondas transversales [5], Fig. 2 (c).

En efecto, la elastografía transitoria fue la primera técnica en utilizar ondas transversales. Esta técnica se caracteriza por generar un empuje mecánico en la superficie del tejido mediante un actuador mecánico externo de baja frecuencia, 50 Hz, lo que produce una onda transversal. El actuador mecánico lleva acoplado un transductor ultrasónico para monitorizar la propagación de la onda transversal a lo largo del mismo eje del actuador.

En cuanto a las técnicas de imagen por ondas transversales, se basan en el mismo principio que ARF y se puede resumir en tres pasos, representados en la Figura 3. Primero, se emplea uno o una sucesión de varios pulsos de ultrasonidos de intensidad moderada ( $SPTA = 1400 \text{ W/cm}^2$ ,  $ISPT = 0,7 \text{ W/cm}^2$ ) para inducir un campo de fuerza acústica de radiación de corta duración (0,1 – 0,5 ms) en el interior del tejido. Ello resulta en la generación de una onda transversal. Si se emplean varios pulsos focalizados a diferentes profundidades, el frente de ondas transversales es casi cilíndrico, lo que resulta conveniente para la conformación de una imagen. En segundo lugar, el desplazamiento de las ondas transversales se monitoriza mediante la correlación de cuadros de imagen de ecografía tomados a una tasa de cuadros ultrarrápida (5 – 15 kHz). Por último, esta infor-



**Figura 3.** Procedimiento de elastografía 2D con ondas transversales: (a) Inicialmente, se deforma el tejido utilizando un pulso de fuerza acústica de radiación (ARF) generado por una sonda de ultrasonidos. (b) Posteriormente, con la misma sonda, se adquieren múltiples cuadros de imagen con un ecográfico ultrarrápido para, mediante correlación, estimar la deformación del tejido al paso de la onda transversal. (c) Finalmente, se emplea un algoritmo para medir la velocidad de propagación de estas ondas, y se crea una representación visual de la elasticidad del tejido. En esta representación, las zonas más rígidas se visualizan en tonos de color rojo, mientras que las áreas más blandas se muestran en tonos azules.

mación se emplea para calcular la velocidad de las ondas transversales y, finalmente, obtener un mapa de la elasticidad del tejido, Fig.3 (c).

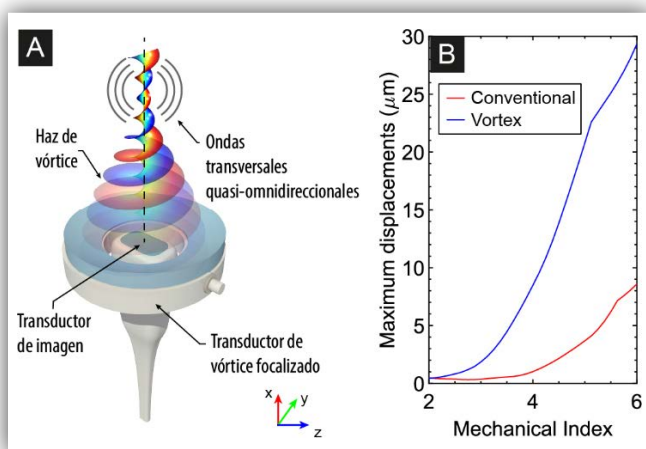
### 3. Avances y mejoras

En esta sección nos enfocaremos en la técnica de imagen elastográfica 2D basada en ondas transversales. Exploraremos nuevas formas de generar ondas transversales mediante la fuerza acústica de radiación, mejorando las relaciones de señal/ruido sin causar daño al tejido examinado, mediante el uso de vórtices acústicos o técnicas de compresión de pulso. También examinaremos nuevas técnicas para la composición de imágenes elastográficas en tiempo real.

#### 3.1. Generación de ondas transversales por vórtices acústicos

Las técnicas tradicionales de elastografía por ondas transversales inducen un campo de esfuerzo mediante un haz que únicamente puede empujar el tejido. Sin embargo, recientemente se ha propuesto el uso de haces de vórtices acústicos [7], en lugar de empujar, producir una torsión en el tejido. Los haces de vórtice son frentes de ondas longitudinales que contienen una dislocación de fase en el eje del haz y se caracterizan por que transportan, además de momento lineal, momento angular. De esta manera, mientras que un haz focalizado convencional se puede transferir su momento lineal al tejido y empujarlo, un haz vórtice puede transferir momento angular al tejido e inducir un torque en su interior [8].

El poder transferir momento angular en el tejido permite la creación de un patrón cuasi-omnidireccional en todas las

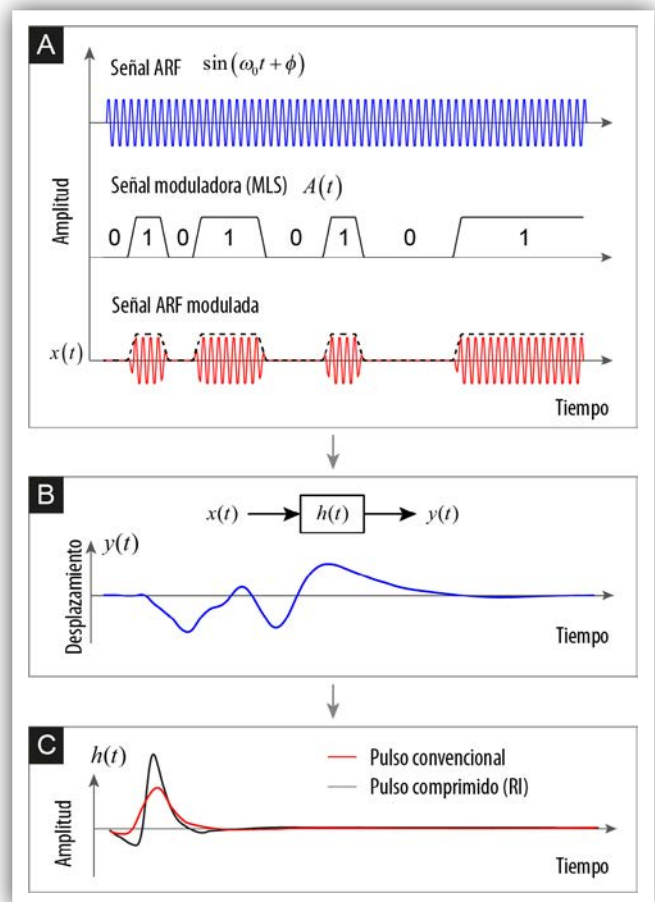


**Figura 4.** (a) Esquema conceptual del sistema de elastografía por vórtice acústico. (b) comparación experimental de los desplazamientos máximos obtenidos en un tejido al excitar con un pulso de vórtice (azul) y un pulso focalizado convencional (rojo) en función del índice mecánico.

direcciones [9], lo que puede mejorar la robustez y la información de la onda transversal a lo largo del área objetivo. Otra ventaja que proporciona el uso de vórtices es su eficiencia en la generación de deformaciones, por lo que, empleando la misma energía, podemos generar una onda transversal con mayor amplitud que con un pulso focalizado convencional. Ello reduce el índice mecánico del haz de ultrasonidos, como se muestra en la Fig. 4, lo que permite minimizar el riesgo de cavitación y daño en el tejido, e incrementar la relación señal/ruido. Esto es debido a que el haz de vórtice, debido a su dislocación de fase, está realmente defocalizado y, por tanto, la presión acústica se reparte en un área mayor que en un pulso focalizado convencional.

#### 3.2. Compresión de pulso en ARF

Por otro lado, las técnicas de compresión de pulso se utilizan ampliamente en otras aplicaciones como radar, sonar o cardiografía [10].



**Figura 5.** Diagrama gráfico del método de compresión de pulso. (a) Señal de entrada del sistema,  $x(t)$ , que resulta de modular una señal ARF con una señal codificada. (b) salida del sistema en términos de desplazamiento,  $y(t)$ , generado al excitar el medio con la señal  $x(t)$ . (c) Respuesta al impulso del medio,  $h(t)$ , (negro) donde se compara los desplazamientos obtenidos con un pulso convencional (rojo).

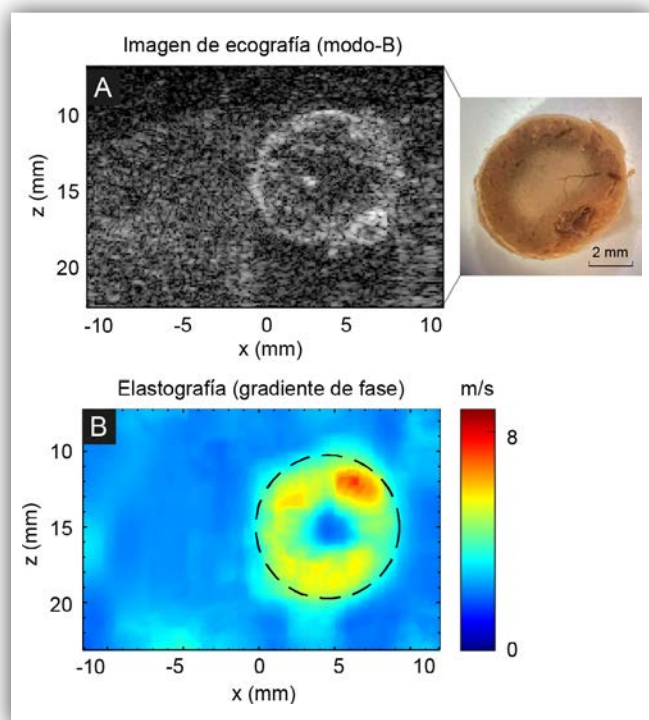
Recientemente, las técnicas de compresión de pulso se han trasladado a la elastografía con el objetivo de mejorar la calidad de la detección de los desplazamientos de las ondas transversales, aumentando la amplitud de desplazamiento dando lugar a mejor señalruido (SNR).

El procedimiento consiste en usar pulsos largos de ARF modulados por secuencias conocidas, por ejemplo, secuencias pseudoaleatorias, para excitar el tejido, Fig. 5 (a).

Después, los desplazamientos detectados se demodulan, Fig 5 (b), con las excitaciones ARF codificadas. La demodulación da lugar a la respuesta al impulso del medio, Fig. 5 (c), lo que permite la recuperación de la forma de pulso en banda ancha, lo que mejora la amplitud de desplazamiento y la SNR. Al comprimir el pulso obtenemos una señal más impulsiva que la que obtendríamos con un pulso convencional, como se puede observar en la Fig. 5 (c), lo cual se traduce en un aumento del ancho de banda de la señal que permite una mejora de la resolución de la imagen.

### 3.3. Composición en tiempo real por gradiente de fase

Una de las principales limitaciones de la elastografía por ondas transversales es el elevado tiempo de cálculo



**Figura 6.** (a) Imagen del tejido mediante ecografía convencional en modo-B y fotográfica de una inclusión de hígado, donde se muestra la morfología. (b) Elastografía empleando el método del gradiente de fase, donde se aprecia una inclusión más rígida que el medio que lo rodea, y los detalles de las estructuras internas.

empleado para la reconstrucción de las imágenes elastográficas, lo que impide la implementación en tiempo real de las técnicas.

Actualmente existen ecógrafos clínicos que realizan imágenes de elasticidad en tiempo real, pero están basados en métodos temporales [11] application of these methods to in vivo data are challenging because of the presence of gross outlier data resulting from sources such as physiological motion or spatial inhomogeneities. This paper describes a new method for estimating SWS by considering a solution space of trajectories and evaluating each trajectory using a metric that characterizes wave motion along the entire trajectory. The metric used here is found by summing displacement data along the trajectory as in the calculation of projection data in the Radon transformation. The algorithm is evaluated using data acquired in calibrated phantoms and in vivo human liver. Results are compared with SWS estimates using a random sample consensus (RANSAC donde miden el tiempo de vuelo de las ondas transversales para estimar su velocidad de grupo. Estos métodos temporales presentan limitaciones ya que no pueden medir aspectos como la viscosidad porque trabajan bajo la asunción de que los medios que examinan son elásticos e isotrópicos. Para ello es necesario utilizar métodos espectrales [12]we present the feasibility of the local phase velocity based imaging (LPVI que, en contrapartida, tienen un coste computacional mucho mayor que los métodos temporales. Sin embargo, los métodos espectrales permiten evaluar la velocidad de fase de la onda en función de la frecuencia por lo que abren la posibilidad a la cuantificación de la viscoelasticidad. Esto también permite analizar otras propiedades, como la anisotropía o la no linealidad.

La principal causa del elevado coste computacional de los métodos es debido al uso de transformadas de Fourier y procesado por bloques [12]we present the feasibility of the local phase velocity based imaging (LPVI. Para mitigar esta limitación recientemente se ha propuesto un nuevo método de cálculo de mapas de velocidad de onda transversal mediante la combinación de métodos de gradiente de fase y filtrado angular [13]. El método se basa en calcular localmente el número de onda en el dominio de la frecuencia mediante la estimación del gradiente de la fase de los desplazamientos. Una vez conocido el número de onda es muy sencillo calcular el mapa de velocidad de la onda transversal en función de la frecuencia mediante la expresión  $C_s = \omega_0/|k|$ , donde  $\omega_0$  hace referencia a la frecuencia angular de estudio. Al medir la dispersión de la velocidad de fase, el método propuesto es capaz de caracterizar tanto los medios elásticos como los viscoelásticos. Además, tiene una complejidad algorítmica menor que los métodos actua-

les, lo que lo convierte en un enfoque más eficiente para la reconstrucción de mapas de elasticidad en tiempo real.

En la Fig. 6 se aplica el método sobre un tejido blando en laboratorio, en un material compuesto por una inclusión de hígado rodeada de gelatina elástica. En la Fig. 6 (a) se aprecia la morfología de la inclusión, mientras que en la Fig. 6 (b) se representa los valores de velocidad transversal del medio obtenidos con el método de gradiente de fase, donde color rojo indica más rigidez que el color azul. Se aprecia como el método propuesto es capaz de caracterizar que la inclusión de hígado es más rígida que el medio que le rodea e incluso detecta que la inclusión es heterogénea con una forma toroidal ya que los bordes de la inclusión de tejido blando son más rígidos que el interior como se puede apreciar en la imagen fotográfica. De esta manera, los métodos de gradiente de fase son capaces de generar una imagen de la elasticidad de los tejidos con una alta resolución espacial y empleando pocos recursos computacionales, lo que convierte esta modalidad en una opción viable para aplicaciones en tiempo real.

## 4. Conclusiones

La elastografía por ultrasonidos desempeña un papel creciente en el diagnóstico por imágenes no invasivo. Mientras que algunas de las modalidades de elastografía mapean la elasticidad relativa de los tejidos para identificar lesiones rígidas, como los cánceres de mama y próstata, otras ofrecen estimaciones cuantitativas de la elasticidad, demostrando utilidad en la detección temprana de la fibrosis y la clasificación de diversos tipos de lesiones. La elastografía se emplea en el diagnóstico médico y el empleo de la elasticidad como biomarcador resulta particularmente beneficioso en casos en los que la patología provoca alteraciones en la rigidez mecánica de los tejidos. Esto se ve reflejado en la cantidad de estudios clínicos que se realizan hoy en día analizando los tipos de técnicas elastográficas para la detección de distintas patologías.

Asimismo, cabe recordar que es una modalidad de imagen disponible en gran parte de los hospitales debido a su gran accesibilidad, portabilidad y bajo coste respecto a otros sistemas de imagen médica como la resonancia magnética. Sin embargo, existe un gran margen de mejora en cuanto a la precisión, resolución espacial, relación señal/ruido, y tasa de imágenes por segundo de los sistemas de imagen.

Además de los parámetros básicos de elasticidad, el avance en métodos eficientes para evaluar otros aspectos mecánicos, como la dispersión de la velocidad de

fase, la viscoelasticidad, la no linealidad y la anisotropía, permite una comprensión más profunda de las propiedades mecánicas del tejido. Así, la evaluación multiparamétrica abre nuevas puertas a la aplicación de nuevos biomarcadores con gran valor de diagnóstico médico para aumentar la especificidad y sensibilidad de las técnicas de elastografía.

## Agradecimientos

Esta investigación ha sido apoyada por el Ministerio Español de Ciencia e Innovación y el Ministerio de Universidades a través de las Becas Ramón y Cajal RYC2021-034920-I. Agradecemos el apoyo financiero de la Agencia Estatal de Investigación (PID2019-111436RBC22 y PID2022-142719OB-C21 financiados por MCIN/ AEI/10.13039/501100011033), a la Agència Valenciana de la Innovació a través de los proyectos LI-TOVORTEX AP202108 y METASMART IN-NEST/2022/345 y a la Generalitat Valenciana a través de los programas Programa de Garantía Juvenil I+D ED-GJID/2021/189 y el Programa Equipamiento e Infraestructuras FEDER 2021-22 IDIFEDER/2021/004.

## Referencias

- [1] J. Ophir, I. Céspedes, H. Ponnekanti, Y. Yazdi, y X. Li, «Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues», *Ultrason. Imaging*, vol. 13, n.º 2, pp. 111-134, abr. 1991, doi: 10.1177/016173469101300201.
- [2] R. J. DeWall, S. Bharat, T. Varghese, M. E. Hanson, R. M. Agni, y M. A. Kliever, «Characterizing the compression-dependent viscoelastic properties of human hepatic pathologies using dynamic compression testing», *Phys. Med. Biol.*, vol. 57, n.º 8, p. 2273, mar. 2012, doi: 10.1088/0031-9155/57/8/2273.
- [3] T. A. Krouskop, T. M. Wheeler, F. Kallel, B. S. Garra, y T. Hall, «Elastic Moduli of Breast and Prostate Tissues under Compression», *Ultrason. Imaging*, vol. 20, n.º 4, pp. 260-274, oct. 1998, doi: 10.1177/016173469802000403.
- [4] N. Grenier, J.-L. Gennisson, F. Cornelis, Y. Le Bras, y L. Couzi, «Renal ultrasound elastography», *Diagn. Interv. Imaging*, vol. 94, n.º 5, pp. 545-550, may 2013, doi: 10.1016/j.diii.2013.02.003.
- [5] J. Bercoff, M. Tanter, y M. Fink, «Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping», *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 51, n.º 4, pp. 396-409, abr. 2004, doi: 10.1109/TUFFC.2004.1295425.

- [6] L. Castera, «Transient elastography and other noninvasive tests to assess hepatic fibrosis in patients with viral hepatitis», *J. Viral Hepat.*, vol. 16, n.º 5, pp. 300-314, 2009, doi: 10.1111/j.1365-2893.2009.01087.x.
- [7] J.-L. Thomas y R. Marchiano, «Pseudo Angular Momentum and Topological Charge Conservation for Nonlinear Acoustical Vortices», *Phys. Rev. Lett.*, vol. 91, n.º 24, p. 244302, dic. 2003, doi: 10.1103/PhysRevLett.91.244302.
- [8] N. Jiménez, J. M. Benloch, y F. Camarena, «A new elastographic technique using acoustic vortices», en *2020 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, sep. 2020, pp. 1-4. doi: 10.1109/IUS46767.2020.9251417.
- [9] E. González-Mateo, N. Jiménez, y F. Camarena, «Quasi-omnidirectional shear wave generation using acoustic vortices for elastography», en *2022 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, oct. 2022, pp. 1-4. doi: 10.1109/IUS54386.2022.9957369.
- [10] C. E. Cook, «Pulse Compression-Key to More Efficient Radar Transmission», *Proc. IRE*, vol. 48, n.º 3, pp. 310-316, mar. 1960, doi: 10.1109/JRPROC.1960.287599.
- [11] N. C. Rouze, M. H. Wang, M. L. Palmeri, y K. R. Nightingale, «Robust estimation of time-of-flight shear wave speed using a radon sum transformation», *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 57, n.º 12, pp. 2662-2670, dic. 2010, doi: 10.1109/TUFFC.2010.1740.
- [12] P. Kijanka y M. W. Urban, «Local Phase Velocity Based Imaging of Viscoelastic Phantoms and Tissues», *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 68, n.º 3, pp. 389-405, mar. 2021, doi: 10.1109/TUFFC.2020.2968147.
- [13] E. González-Mateo, N. Jiménez, y F. Camarena, «Mapeado de la elasticidad de tejidos mediante un método rápido basado en gradiente de fase», en *TECNIACUSTICA 2022. 53º Congreso Español de Acústica. XII Congreso Ibérico de Acústica. European Symposium on NVH in Electric Vehicles.*, Elche, España: Sociedad Española de Acústica -SEA, pp. 1127-1132.



Envíese a: **Revista Española de Acústica - SEA**  
 e-mail: [secretaria@sea-acustica.es](mailto:secretaria@sea-acustica.es)  
<http://www.sea-acustica.es>

Estoy interesado en:

- **ASOCIARME A LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE ACÚSTICA**
- **SUSCRIBIRME A LA REVISTA DE ACÚSTICA**

Apellidos: \_\_\_\_\_ Nombre: \_\_\_\_\_

Dirección para correspondencia: \_\_\_\_\_

C.P.: \_\_\_\_\_ Ciudad: \_\_\_\_\_ Provincia: \_\_\_\_\_

Tel.: \_\_\_\_\_ Fax: \_\_\_\_\_ e-mail: \_\_\_\_\_

Centro de trabajo: \_\_\_\_\_

Puesto de trabajo: \_\_\_\_\_

Dirección: \_\_\_\_\_

C.P.: \_\_\_\_\_ Ciudad: \_\_\_\_\_ Provincia: \_\_\_\_\_

Tel.: \_\_\_\_\_ Fax: \_\_\_\_\_ e-mail: \_\_\_\_\_