XIII Congresso Ibérico de Acústica
55º Congreso Español de Acústica
TECNIACÚSTICA 2024
Faro, 11 a 13 setembro 2024

VÓRTICES ACÚSTICOS PARA MEDIR LA ELASTICIDAD DE TEJIDOS BIOLÓGICOS

Enrique González-Mateo[1], Francisco Camarena[1], Noé Jiménez[1]

[1] Instituto de Instrumentación para Imagen Molecular, CSIC - Universitat Politècnica de València, España
e-mail: engonma@upv.es

Resumen

La evaluación de la elasticidad de tejidos biológicos es esencial en aplicaciones médicas como el diagnóstico del cáncer de mama o la fibrosis hepática. La elastografía por ultrasonidos basada en ondas de cizalla es una técnica que permite obtener información sobre las propiedades mecánicas de los tejidos. En este trabajo, proponemos una nueva técnica elastográfica basada en la transferencia de momento angular a un tejido blando mediante vórtices acústicos. Mientras los haces focalizados convencionales empujan el tejido en la dirección de propagación, los haces de vórtice no solo empujan, sino que también aplican torsión, permitiendo una deformación más eficaz. Experimentos *in vitro* y *ex vivo* respaldan la eficacia de esta técnica al mostrar que los vórtices acústicos reducen el daño al tejido sano al disminuir el índice mecánico del pulso. Incrementar la magnitud de la deformación mejora la relación señal a ruido de las ondas de cizalla inducidas, así como la robustez de los algoritmos para estimar la elasticidad de tejidos. Nuestra investigación destaca el potencial de la elastografía con vórtices acústicos para una evaluación más precisa y segura de la elasticidad de tejidos blandos en aplicaciones clínicas.

Palabras clave: Elastografía, Vórtices Acústicos, Fuerza Acústica de Radiación

Abstract

The assessment of biological tissue elasticity is crucial in medical applications such as breast cancer or hepatic fibrosis diagnosis. Ultrasound elastography based on shear waves is a technique that provides information about tissue mechanical properties. In this study, we propose a new elastographic technique based on the transfer of angular momentum to soft tissue using acoustic vortices. While conventional focused beams push tissue in the propagation direction, vortex beams not only push but also apply torsion, allowing for more effective deformation. *In vitro* and *ex vivo* experiments support the effectiveness of this technique by showing that acoustic vortices reduce damage to healthy tissue by decreasing the mechanical index of the pulse. Increasing the magnitude of deformation improves the signal-to-noise ratio of induced shear waves and the robustness of algorithms for estimating tissue elasticity. Our research highlights the potential of elastography with acoustic vortices for a more precise and safe assessment of tissue elasticity in clinical applications.

Keywords: Elastography, Acoustic Vortex, Acoustic Radiation Force

PACS nº. 43.35.−c, 43.35.Cg, 43.35.Yb, 74.25.Ld

1 Introducción

La elastografía es una técnica de imagen médica desarrollada para cuantificar la rigidez de los tejidos, habiéndose popularizado significativamente en las últimas tres décadas. Existen diversas técnicas de elastografía; algunas de ellas miden la deformación relativa del tejido provocada por una tensión externa o interna [1], mientras que otras técnicas cuantifican la elasticidad mediante la velocidad de las ondas de cizalla que se propagan por el tejido blando al inducir deformaciones mediante técnicas como la fuerza acústica de radiación (ARF) [2]. Los métodos basados en ARF generan ondas mecánicas transversales que se desplazan a una velocidad mucho menor que las ondas ultrasónicas longitudinales. En esta técnica, el tejido se deforma mediante un pulso de empuje en la dirección del haz de ultrasonidos, transfiriendo momento lineal al tejido. Esto limita la generación de ondas de cizalla en la dirección transversal, restringiendo la estimación de la elasticidad a la zona lateral focal. Sin embargo, el uso de haces de vórtice focalizados para el empuje del tejido permite retorcer el tejido con mayor libertad que el empuje convencional.

En este estudio, proponemos utilizar un haz de vórtice acústico para aplicar una torsión al tejido en lugar de empujarlo. Un haz de vórtice acústico es un frente de onda longitudinal con una dislocación de fase en el eje del haz. Estos haces se caracterizan por un campo acústico cuya fase gira de forma $exp(i\theta L)$, donde θ es el ángulo polar y L es la carga topológica, generalmente un número entero. Debido a la singularidad de fase en el eje del haz, las ondas interfieren destructivamente, resultando en un campo nulo. Así, mientras que la fase de un vórtice acústico muestra una distribución helicoidal, el patrón de intensidad del haz de vórtice focalizado presenta un punto focal en forma de toroide. Los haces de vórtice pueden generarse mediante superficies helicoidales, arreglos de fase [3], rejillas de difracción en espiral [4] u hologramas [5]. Estos haces son de especial interés debido a su estructura de onda exótica, que permite la transferencia de momento angular [6], fomentando el desarrollo de técnicas biomédicas como la captura de bacterias y glóbulos rojos mediante vórtices ópticos [7], o para transceptores codificados por vórtices para comunicaciones submarinas [8].

Al focalizar un haz de vórtice dentro de un tejido blando, se generan ondas elásticas de torsión y un frente de ondas de cizalla. Las ondas de torsión implican un movimiento rotacional alrededor del eje de propagación, mientras que las ondas de cizalla presentan un movimiento transversal perpendicular a la dirección de desplazamiento de la onda. Este fenómeno permite cubrir un área mayor, mejorando así el campo de visión en los sistemas de imágenes de elastografía por ultrasonidos [9]. Además, puesto que los haces de vórtice son haces defocalizados, la amplitud e intensidad máxima en la zona focal es menor, por lo que el índice mecánico se reduce y se mejoran los márgenes de seguridad de esta nueva técnica elastográfica. En este trabajo, presentamos la primera demostración experimental de transferencia de momento angular a un tejido blando mediante el uso de vórtices acústicos.

2 Métodos

El prototipo utilizado se compone de un transductor focalizado y una sonda concéntrica para la adquisición de imágenes. Se empleó una fuente con cuatro elementos dispuestos en forma anular, con un diámetro externo de 64 mm, un diámetro interno de 32 mm y un radio de curvatura de 64 mm (modelo H-101, Sonic Concepts, USA). A su vez, para la generación de un vórtice acústico, se diseña una lente holográfica con un salto de fase para generar un haz de vórtice con carga topológica $L = 1$ (véase Fig. 1 (a). Esta configuración se usó para deformar el tejido mediante ARF, enfocando una ráfaga de pulsos de 200 µs de duración y 1.1 MHz de frecuencia a una profundidad de 64 mm. Para la transmisión de los pulsos de seguimiento, se utilizó una sonda lineal de imagen de 5.2 MHz y 64 elementos (modelo IP-105, Sonic Concepts, USA), operando a una frecuencia de repetición de pulsos de 4 kHz (véase

Fig. 1 (b). Los fotogramas en modo B se adquieren y componen empleando transmisiones de onda plana tras la excitación ARF. El desplazamiento del tejido se estima mediante la técnica de autocorrelación bidimensional [10]. Posteriormente, la velocidad de la onda de cizalla, c_s, se calculó a través del seguimiento en el dominio temporal y el análisis espectral espaciotemporal [11]. Finalmente, asumiendo un modelo mecánico que considera el tejido como un medio homogéneo, elástico, isotrópico e incompresible, se determinó el módulo de Young utilizando la relación $E = 3\rho_0 {c_s}^2$, donde ρ_0 representa la densidad del medio de propagación.

El campo acústico se calibra mediante mediciones un tanque de agua. La magnitud y la fase del campo acústico se midieron con un hidrófono de fibra óptica de reflectancia (HFO 690, ONDA Inc., Sunnyvale, CA, EE. UU.) con un elemento sensible de 100 µm de diámetro calibrado de 3 kHz a 150 MHz, acoplado a un sistema de ejes 3D (5 µm de precisión, PI Micos GmbH, Alemania). Los resultados experimentales se comparan con las expresiones analíticas [12] para confirmar la generación del vórtice con la lente holográfica.

Finalmente, con el propósito de verificar la transferencia de momento angular a un tejido blando, se llevó a cabo un experimento utilizando tres sondas, ver Fig. 2 (g). Este experimento incluyó dos transductores lineales de imagen de 7.6 MHz y 128 elementos (L11 5v, Verasonics Inc., USA), además del transductor previamente descrito encargado de generar el vórtice. El transductor de vórtice ejerce presión en el eje vertical y simultáneamente produce una torsión en el plano transversal. Para corroborar esta torsión en el tejido, se colocaron las dos sondas lineales en el plano transversal a la altura focal del vórtice, dispuestas con un ángulo de 90º entre ellas, con el fin de captar las deformaciones en los ejes axial y lateral, y medir la componente rotacional en el plano transversal. El empuje empleando el haz de vórtice es comparado con un empuje de un haz focalizado convencional.

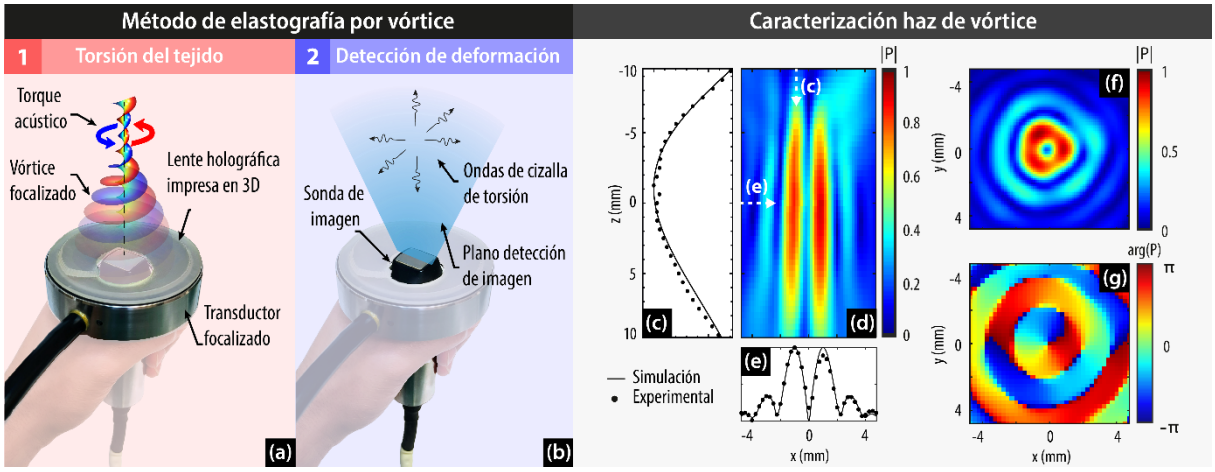


Figura 1 – Descripción del método de empuje y torsión por vórtice (a) y la posterior detección de los desplazamientos de torsión (b). Caracterización experimental del campo de presión acústico en un plano sagital (d) y axial (f) comparados con los resultados de simulación (c, e). Plano axial de la fase de la presión acústica que confirma la generación del haz de vórtice a la altura focal (g).

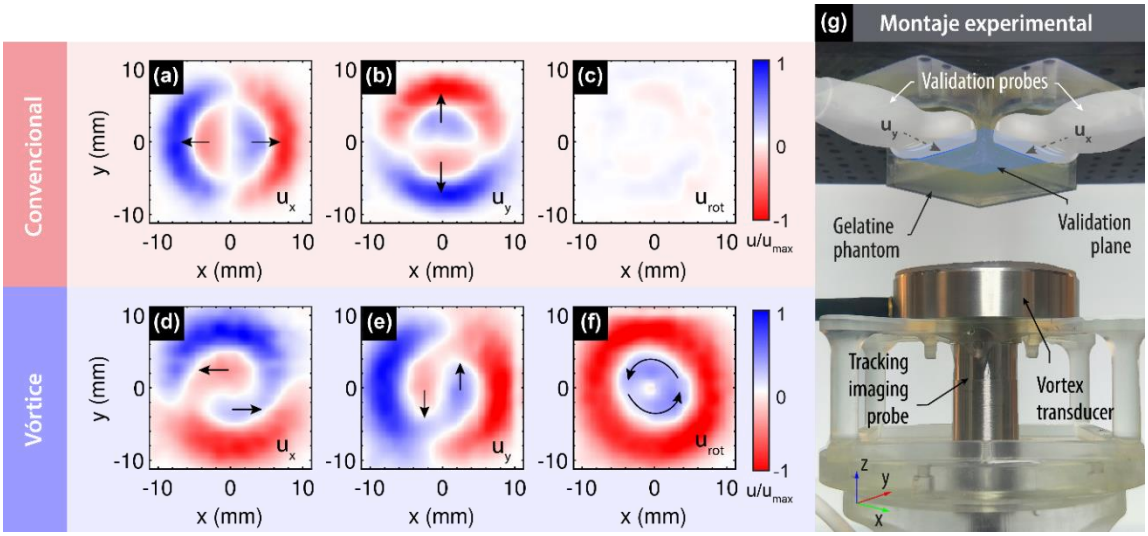


Figura 2 – Desplazamientos obtenidos en una phantom de gelatina tras excitar con un haz focalizado convencional (a-c) y un haz de vórtice (d-f). La primera y segunda columna corresponden a las deformaciones en el eje x (a, d) y en el eje y (b, e) respectivamente. La última columna es la componente rotacional (c, f) calculada con las deformaciones obtenidas en el plano x-y. La figura de la derecha muestra el sistema experimental (g).

3 Resultados

Los resultados de la caracterización del campo acústico evidencian una alta concordancia entre los valores analíticos y los experimentales, tal como se muestra en las Figs. 1 (c, e). En el plano sagital (x, 0, z) representado en la Fig. 1 (d) y en el plano transversal a la altura focal (x, y, F) ilustrado en la Fig. 1 (f), se confirma la estructura toroidal característica de un haz de vórtice. Adicionalmente, el mapa de fase del plano transversal presentado en la Fig. 1 (g) ratifica la dislocación de fase generada por la lente holográfica de vórtice con carga topológica $L = 1$.

En la Fig. 2 se presentan los resultados del experimento de validación de la transferencia de momento angular a un phantom de gelatina. En este experimento, se compararon las deformaciones obtenidas mediante un pulso focalizado convencional (rojo) y un pulso focalizado de vórtice (representado en azul) en las componentes axial (u_y), lateral (u_x) y rotacional (u_θ). Los resultados indican que el uso de un pulso focalizado convencional genera una onda esférica con una componente rotacional prácticamente nula, ver Fig. 2 (c). En contraste, al emplear un haz de vórtice, la componente rotacional es cinco veces mayor, ver Fig. 2 (f), lo que demuestra la efectividad del haz de vórtice en la transferencia de momento angular al tejido.

4 Conclusiones

En este estudio, se ha demostrado experimentalmente la capacidad de los haces de vórtice acústico para transferir momento angular a tejidos blandos. Los resultados obtenidos indican que, en comparación con los pulsos focalizados convencionales, los haces de vórtice generan una componente rotacional significativamente mayor en el tejido, lo cual se traduce en una deformación más compleja y amplia. Esta capacidad de inducir torsión permite una estimación más precisa y amplia de la elasticidad del tejido, mejorando potencialmente tanto el campo de visión como el espectro angular del campo de desplazamiento de forma controlada. Además, la técnica propuesta muestra una mayor eficiencia en la distribución de la energía, reduciendo el índice mecánico y mejorando los márgenes de seguridad. Estos hallazgos sugieren que los haces de vórtice acústico pueden ser una herramienta valiosa en la mejora de las técnicas de elastografía bidimensional mediante métodos espectrales.

Agradecimientos

Esta investigación ha sido financiada por el Ministerio Español de Ciencia e Innovación a través del contrato Ramón y Cajal RYC2021-034920-I. Agradecemos el apoyo de la Agencia Estatal de Investigación PID2022-142719OB-C21 financiado por MCIN/ AEI/10.13039/501100011033)y a la Agència Valenciana de la Innovació a través de las Ayudas INNVA1/2020/92, INNVA1/2022/37, INNVA2/2022/11, y de la Generalitat Valenciana a través de los programas Programa de Garantía Juvenil EDGJID/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] T. Sugimoto, S. Ueha, y K. Itoh, «Tissue hardness measurement using the radiation force of focused ultrasound», en *IEEE Symposium on Ultrasonics*, dic. 1990, pp. 1377-1380 vol.3. doi: 10.1109/ULTSYM.1990.171591.

[3] B. T. Hefner y P. L. Marston, «An acoustical helicoidal wave transducer with applications for the alignment of ultrasonic and underwater systems», *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 106, n.º 6, pp. 3313-3316, nov. 1999, doi: 10.1121/1.428184.

[4] N. Jiménez, V. Romero-García, L. M. García-Raffi, F. Camarena, y K. Staliunas, «Sharp acoustic vortex focusing by Fresnel-spiral zone plates», *Appl. Phys. Lett.*, vol. 112, n.º 20, p. 204101, may 2018, doi: 10.1063/1.5029424.

[5] S. Jiménez-Gambín, N. Jiménez, y F. Camarena, «Transcranial Focusing of Ultrasonic Vortices by Acoustic Holograms», *Phys. Rev. Appl.*, vol. 14, n.º 5, p. 054070, nov. 2020, doi: 10.1103/PhysRevApplied.14.054070.

[6] 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.

[7] A. Ashkin, J. M. Dziedzic, y T. Yamane, «Optical trapping and manipulation of single cells using infrared laser beams», *Nature*, vol. 330, n.º 6150, Art. n.º 6150, dic. 1987, doi: 10.1038/330769a0.

[8] K. Wu, J.-J. Liu, Y. Ding, W. Wang, B. Liang, y J.-C. Cheng, «Metamaterial-based real-time communication with high information density by multipath twisting of acoustic wave», *Nat. Commun.*, vol. 13, n.º 1, p. 5171, sep. 2022, doi: 10.1038/s41467-022-32778-z.

[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] T. Loupas, J. T. Powers, y R. W. Gill, «An axial velocity estimator for ultrasound blood flow imaging, based on a full evaluation of the Doppler equation by means of a two-dimensional autocorrelation approach», *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 42, n.º 4, pp. 672-688, jul. 1995, doi: 10.1109/58.393110.

[11] P. Kijanka y M. W. Urban, «Local Phase Velocity Based Imaging: A New Technique Used for Ultrasound Shear Wave Elastography», *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 38, n.º 4, pp. 894-908, abr. 2019, doi: 10.1109/TMI.2018.2874545.

[12] N. Jiménez, J. M. Benlloch, 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.