MAPEADO DE LA ELASTICIDAD DE TEJIDOS MEDIANTE UN MÉTODO RÁPIDO BASADO EN GRADIENTE DE FASE

PACS: 43.35.−c, 43.35.Cg, 43.35.Yb, 74.25.Ld

González-Mateo, Enrique; Jiménez, Noé; Camarena, Francisco

Instituto de Instrumentación para Imagen Molecular (i3M), Universitat Politècnica de València, Camino de Vera, S/N, 46022, Valencia, Spain. engonma@upv.es

Palabras Clave: elastografía onda transversal, estimación velocidad shear wave, ultrasonidos.

ABSTRACT.

Ultrasound elastography is a reliable tool for medical diagnosis to find pathologies that cause tissue stiffness irregularities. Currently, one of the main challenges in elastography is to provide an accurate and robust method to map the mechanical properties of tissues in real time. This study proposes a new real-time approach as an alternative to offline elasticity methods. A multi-push acoustic radiation force is developed to obtain enough shear wave information within the spatial domain. Then, directional shear wave displacements are obtained using a multi-directional angular filter to reduce artifacts and reverberation. Finally, using phase gradient calculation, the shear wave velocity map can be reconstructed for different frequencies with a low-cost computational time. The method is assessed with a calibrated CIRS elastography phantom with several inclusions of varying stiffness. The results are compared to a state-of-the-art local phase velocity-based imaging (LPVI) algorithm. Results from the phantom study show a remarkably significant improvement in computational time, being able to make elastography images in real time. Lower robustness in the reconstruction of phase velocity images is appreciated. However, the real-time feature of the proposed method can be exploited for fast and low-cost elasticity screening when scanning large tissue areas.

RESUMEN.

La elastografía por ultrasonidos es una herramienta utilizada para el diagnóstico médico que permite encontrar patologías que causan irregularidades en la rigidez de los tejidos. Actualmente, uno de los principales retos de la elastografía es proporcionar un método preciso y robusto para mapear las propiedades mecánicas de los tejidos en tiempo real. Como alternativa a los métodos de elastografía off-line, este estudio propone un nuevo enfoque en tiempo real. Para obtener suficiente información de las ondas de shear dentro del dominio espacial, se desarrolla una fuerza de radiación acústica de empuje. A continuación, se obtienen los desplazamientos direccionales de las ondas de shear utilizando un filtro angular multidireccional para reducir los artefactos y la reverberación. Por último, mediante el cálculo del gradiente de fase se puede reconstruir el mapa de velocidad de las ondas de shear para diferentes frecuencias con un tiempo de cálculo de bajo coste. El método se evalúa con un phantom de elastografía CIRS calibrado con varias inclusiones de distintas elasticidades. Los resultados se comparan con un algoritmo de imagen basado en la velocidad de fase local (LPVI). Los resultados del estudio del phantom muestran una mejora notable en el tiempo computacional, pudiendo realizar imágenes de elastografía en tiempo real. Se aprecia una menor robustez en la reconstrucción de las imágenes de velocidad de fase. Sin embargo, la característica de tiempo real del método propuesto puede aprovecharse para realizar un cribado de elasticidad rápido y de bajo coste cuando se escanean grandes áreas de tejido.

1. INTRODUCCIÓN

La imagen médica por ultrasonidos nos proporciona información acerca de la morfología del cuerpo o de un tejido, mientras que la elastografía nos ofrece una información cuantitativa de la rigidez o elasticidad de los tejidos blandos del cuerpo. Dependiendo de donde un tejido sea blando o duro, esto nos proporcionará información acerca de la presencia o estado de una enfermedad, pues, por ejemplo, los tumores cancerígenos normalmente son más duros que el tejido que los rodea, o los hígados enfermos son más rígidos que los sanos. La técnica ancestral de elastografía ha sido siempre la palpación, pero esto es solo válido para zonas del cuerpo externas. Mediante las técnicas actuales de elastografía es posible realizar imágenes de elasticidad que permite sondear las regiones internas del cuerpo para evaluar sus características físicas. Esto es usado ampliamente en aplicaciones de evaluación de patologías, principalmente cáncer, en la mama, tiroides, próstata e hígado [1]. Además, se espera que un número creciente de estudios en curso aumente sus aplicaciones en el diagnóstico de otras afecciones como trastornos neurodegenerativos y enfermedades renales crónicas.

Existen muchos métodos de elastografía por ultrasonidos. Entre ellos podemos encontrar técnicas que miden la tensión de los tejidos causada por una fuente de tensión interna o externa [2], u otras que miden la elasticidad cuantificando la velocidad de las ondas transversales que viajan, generadas por fuerza de radiación acústica transitoria (ARF) [3], [4], [5]. Dentro de este segundo tipo de técnicas se haya la elastografía por ondas transversales [6], que consiste en la deformación del tejido mediante por un pulso focalizado de empuje transitorio que coincide con la dirección del haz de ultrasonidos y que da lugar a la generación de ondas mecánicas transversales que se propagan a una velocidad mucho menor que las longitudinales. A través del cálculo de la velocidad de estas ondas es posible detectar la elasticidad en el medio.

Actualmente, la obtención de mapas de elasticidad por medio de un método preciso y robusto es uno de los principales retos de la elastografía onda transversal. En la bibliografía podemos encontrar una gran cantidad de técnicas basadas en el domino temporal donde calculan la velocidad de las onda a través del tiempo de vuelo (TOF) [7], [8]. Este tipo de métodos no tienen en cuenta la dispersión de los materiales producida por la viscoelasticidad y la geometría, por ello aparecen las técnicas basadas en el dominio frecuencial a través de métodos de gradiente fase o por transformada de Fourier [9], [10].

Uno de los inconvenientes de estos métodos en función de la frecuencia es el elevado coste computacional lo que deriva en grandes tiempos de cálculo y la imposibilidad de implementar estas técnicas en tiempo real. En este trabajo se presenta un nuevo algoritmo de reconstrucción ultrarrápido de imagen elastográfica en dominio frecuencial basado en el cálculo de la velocidad de fase de la onda transversal mediante diferencias de gradiente de fase cuyo bajo tiempo de cálculo permite su implementación en tiempo real.

2. MÉTODOS

El método basado en gradiente de fase calcula la velocidad de fase de la onda transversal para una o varias frecuencias. Los pasos en los que consiste el método son descritos a continuación y están resumidos en la Figura 1.

Para la estimación del movimiento del tejido $u(x,z,t)$ los datos de partida consisten en las imágenes reconstruidas en fase y cuadratura obtenidas tras la excitación del tejido. Con ellas se determina el movimiento del tejido mediante un autocorrelador 2D [11] donde el desplazamiento calculado comparando una señal de referencia y una señal desplazada midiendo el cambio de fase con respecto a una frecuencia fija. A continuación, se transforman los datos al dominio frecuencial $U(x,z,f)$ mediante una transforma de Fourier ($\mathcal{F}_{1D}$) en la tercera dimensión correspondiente a los datos temporales. Seguidamente se analizan los datos frecuenciales y se escoge un cuadro $U(x,z,f_0)$ a frecuencia de estudio f_0 con alto contenido espectral de la propagación de la onda. En este cuadro es dónde está la información espacial del frente de onda a la frecuencia de estudio.

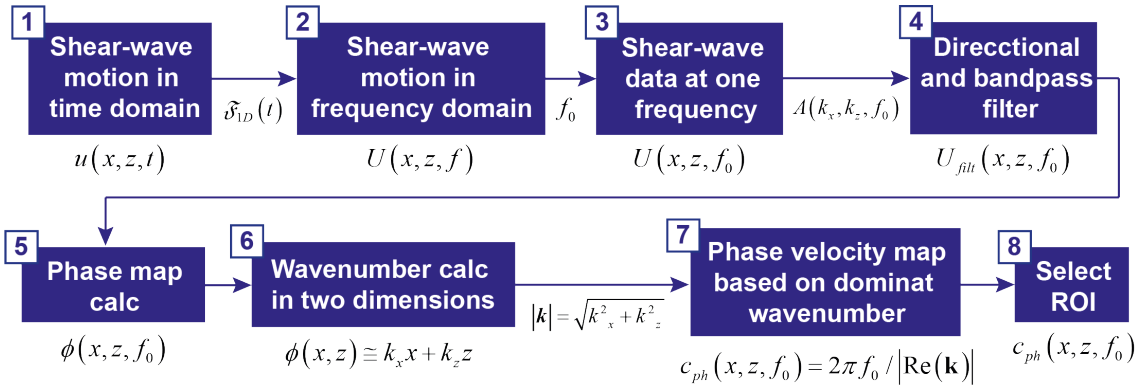


Figura 1 – Diagrama de flujo de los pasos en los que se resume el algoritmo de reconstrucción de imagen elastográfica basado en gradiente de fase.

Después de escoger la frecuencia de estudio, con el objetivo de reducir el ruido de los datos antes de la estimación de la velocidad de fase se aplican varios filtrados. Para ello se transforman los datos al espacio k, $U(k_x, k_z, f_0)$, a través de una transformada ($\mathcal{F}_{2D}$) en las dimensiones espaciales. Primero se aplica un filtro Butterworth paso-banda para eliminar las longitudes de onda espaciales que estén fuera de un rango determinado (0.5-6 m/s). Además, se utiliza un filtrado direccional [12] en función de la frecuencia para extraer las ondas de corte que se propagan en la dirección de interés y eliminar las interferencias de las ondas transversales. Finalmente, obtenemos los datos filtrados en dominio espacial $U_{filt}(x,z,f_0)$ mediante una transformada inversa en dos dimensiones ($\mathcal{F}_{2D}^{-1}$).

Ahora, con el fin de calcular el número de onda dominante en la región espacial de interés, se calcula la fase $\phi(x,z,f_0)$ de la información espectral filtrada. La fase está directamente relacionada con el número de onda como

$$\phi(x,z) \cong k_x x + k_z z\,, \tag{1}$$

Lo que permite calcular las componentes k_x y k_z estimando la pendiente en ambas direcciones del mapa de fase. Para esto se hace necesario un correcto desenvolvimiento de la fase.

El mapa de velocidad de fase en función de la frecuencia se calcula a partir del número de onda dominante, como

$$c_{ph}(x,z,f_0) = \frac{2\pi f_0}{|\mathrm{Re}(\mathbf{k})|}\,, \tag{2}$$

donde el módulo del número de onda se calcula con las componentes extraídas del paso anterior mediante

$$|\mathbf{k}| = \sqrt{k_x{}^2 + k_z{}^2}\,. \tag{3}$$

Asumiendo un modelo mecánico para un tejido blando homogéneo, elástico, isotrópico e incompresible la elasticidad en función de la velocidad de fase puede expresarse como

$$E = 3c_{ph}{}^2\rho\,, \tag{4}$$

donde ρ corresponde a la densidad del medio, aproximadamente 1000 kg/m³ en agua.

El mapa de velocidad se calcula en una región de interés que depende de la dirección en la que se han aplicado los filtros direccionales, generalmente en una o varias zonas adyacentes al haz de ultrasonidos que produce la deformación inicial en el tejido. Este método ha sido programado en MATLAB (Mathworks, Natick, MA, USA) e implementado en el sistema de adquisición Verasonics 256 (Verasonics, Inc., Kirkland, WA, USA).

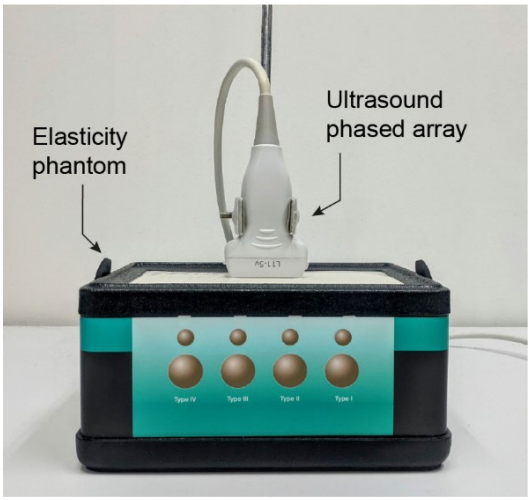


Figura 2 - Montaje experimental para la medida de imágenes elastográficas del phantom CIRS Elasticity 049.

En la figura 2 se observa el montaje realizado para la validación experimental del método. El experimento consiste en una sonda de imagen de 7,6 MHz y 128 elementos (L11-5v, Sonic Concepts, USA) que focaliza una ráfaga de pulsos de 200 µs de duración a 15 mm de profundidad. Después, con la misma sonda, se emiten los pulsos para la detección de la deformación del tejido con una frecuencia de repetición de 10 kHz. Para las imágenes de elasticidad se ha usado un phantom de elasticidad (Elasticity QA Phantom 049, CIRS Inc., VA, USA) compuesto por diversas esferas de distinta rigidez. Para la obtención de los mapas de elasticidad se aplica el pulso focalizado al costado izquierdo de la inclusión y después las ondas son filtradas hacia la derecha, en la dirección en la que se encuentra la esfera.

3. RESULTADOS

Los casos estudiados consisten en dos esferas de 10 mm de diámetro, una blanda de 14 kPa y una rígida de 45 kPa, ambas rodeadas por un medio homogéneo de 25 kPa, según el fabricante. En la figura 3 se pueden observar los mapas de elasticidad obtenidos en ambos casos. Para el caso de la inclusión blanda, Fig. 3 (a), el mapa está reconstruido en un rango de frecuencias de 550 a 650 Hz, mientras que las frecuencias de la inclusión rígida, Fig. 3. (b), van de 700 a 800 Hz. Esto es debido a que las ondas que atraviesan la inclusión blanda se desplazan a una menor velocidad lo que se traduce en longitudes de onda mayores. Por ello, para mantener la misma resolución espacial se analizan componentes de frecuencia más baja. Otro efecto que se produce en las esferas blandas es una focalización de la onda transversal en el interior de ella, debido a la refracción del frente de ondas transversales, lo que da lugar a que después de atravesar la inclusión el campo tenga muy poca amplitud debido a la divergencia esférica. Además, al producirse esta focalización sobre un cuerpo esférico se generan componentes perpendiculares al plano de imagen. Como la componente transversal (k_y) del vector de onda no se puede estimar analizando únicamente el campo en las direcciones $x-z$, la estimación del módulo del vector de onda es errónea. Debido a este motivo, en la Fig. 3 (a) no se reconstruye correctamente la forma circular de la inclusión. Nota que esta problemática no se encuentra en el caso de la esfera rígida, donde la velocidad de fase es mayor y no se produce ninguna focalización del frente de onda. En este caso la forma de la inclusión se reconstruye fielmente a las dimensiones originales.

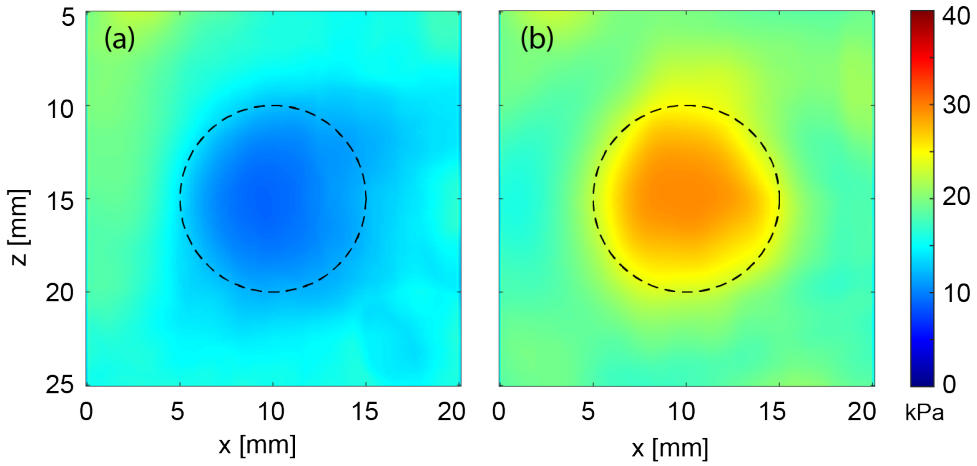


Figura 3 - Reconstrucción de imágenes 2D de la velocidad de fase de las ondas transversales para dos inclusiones, una blanda (a) y otra rígida (b) rodeadas por un medio homogéneo.

Los valores de elasticidad obtenidos para ambas inclusiones y para el medio que les rodea muestran errores entre el 25-30 % comparándolos con los valores medidos por el fabricante. Estos errores pueden venir derivados por muchos factores, entre ellos la temperatura ambiente del medio durante la medida, la dispersión de la velocidad de fase por la viscoelasticidad (no proporcionada en las especificaciones del fabricante), e incluso el método de medida empleado por el fabricante, ya que debido a las diversas metodologías de medición de elasticidad los valores del módulo de Young pueden variar según el método [13].

4. CONCLUSIONES

Este trabajo introduce un nuevo método de mapeado de elasticidad mediante elastografía a través del cálculo de las diferencias de gradiente de fase de las ondas transversales, empleando filtrado direccional. Se ha demostrado que el método es capaz de reconstruir la forma de inclusiones de 10 mm de diámetro obteniendo un buen contraste entre la inclusión y el medio que lo rodea. Se aprecia una menor robustez de los resultados de elasticidad según los datos proporcionados por el fabricante, aunque esto puede depender de factores como el método de medición o la dispersión. El algoritmo es capaz de procesar imágenes en tiempo real debido a que la carga computacional se reduce fuertemente en comparación con otros algoritmos de elastografía que emplean filtrado direccional, lo cual permitirá la posibilidad de su implementación en sistemas de ecografía comerciales.

AGRADECIMIENTOS

Esta investigación ha sido apoyada por el Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades (MICINN) bajo las subvenciones PID2019-109175GBC21, PID2019-111436RB-C22 y "Juan de la Cierva-Incorporación" IJC2018-037897-I y "Ramón y Cajal" RYC2021-034920-I. Agradecemos el apoyo financiero de la Generalitat Valenciana a través de los programas Prometeo CIPROM/2021/003 y Equipamiento e Infraestructuras FEDER 2021-22 IDIFEDER/2021/004, y de la Agència Valencia de la Innovació a través de las becas INNVA2/2022/11 e INNVA1/2020/92.

REFERENCIAS

[1] A. Sarvazyan, T. J. Hall, M. W. Urban, M. Fatemi, S. R. Aglyamov, y B. S. Garra, «AN OVERVIEW OF ELASTOGRAPHY – AN EMERGING BRANCH OF MEDICAL IMAGING», *Curr. Med. Imaging Rev.*, vol. 7, n.º 4, pp. 255-282, nov. 2011.

[2] 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.

[3] 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.

[4] M. Fatemi y J. F. Greenleaf, «Ultrasound-Stimulated Vibro-Acoustic Spectrography», *Science*, vol. 280, n.º 5360, pp. 82-85, abr. 1998, doi: 10.1126/science.280.5360.82.

[5] S. Catheline, J.-L. Thomas, F. Wu, y M. A. Fink, «Diffraction field of a low frequency vibrator in soft tissues using transient elastography», *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 46, n.º 4, pp. 1013-1019, jul. 1999, doi: 10.1109/58.775668.

[6] A. P. Sarvazyan, O. V. Rudenko, S. D. Swanson, J. B. Fowlkes, y S. Y. Emelianov, «Shear wave elasticity imaging: a new ultrasonic technology of medical diagnostics», *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 24, n.º 9, pp. 1419-1435, dic. 1998, doi: 10.1016/S0301-5629(98)00110-0.

[7] H. Zhao *et al.*, «Bias Observed in Time-of-Flight Shear Wave Speed Measurements Using Radiation Force of a Focused Ultrasound Beam», *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 37, n.º 11, pp. 1884-1892, nov. 2011, doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2011.07.012.

[8] 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.

[9] J. Ormachea y K. J. Parker, «Reverberant shear wave phase gradients for elastography», *Phys. Med. Ampmathsemicolon Biol.*, vol. 66, n.º 17, p. 175001, ago. 2021, doi: 10.1088/1361-6560/ac1b37.

[10] 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.

[11] 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.

[12] A. Manduca, D. S. Lake, S. A. Kruse, y R. L. Ehman, «Spatio-temporal directional filtering for improved inversion of MR elastography images», *Med. Image Anal.*, vol. 7, n.º 4, pp. 465-473, dic. 2003, doi: 10.1016/S1361-8415(03)00038-0.

[13] J. Oudry, T. Lynch, J. Vappou, L. Sandrin, y V. Miette, «Comparison of four different techniques to evaluate the elastic properties of phantom in elastography: is there a gold standard?», *Phys. Med. Biol.*, vol. 59, n.º 19, pp. 5775-5793, sep. 2014, doi: 10.1088/0031-9155/59/19/5775.