

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



**ESTUDIO DE ESTIMADORES DE VELOCIDAD DE ONDA DE CORTE:
APLICACIÓN PARA CARACTERIZACIÓN MUSCULAR**

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN PARA LA OBTENCIÓN DEL GRADO DE BACHILLER
EN CIENCIAS CON MENCIÓN EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA

Valeria Lucía León Carazas

ASESOR: Ing. Benjamín Castañeda Aphan, PhD.

Ing. Stefano Romero Gutiérrez, M. Sc.

Lima, noviembre, 2020

Resumen

El desorden muscular se origina debido a problemas neurológicos (e.g Parkinson) o patologías físicas (e.g. distensión muscular); sin embargo, los diagnósticos clínicos actuales no brindan información protocolar y cuantitativa que permitan monitorear la enfermedad. La elastografía es una técnica no invasiva con enfoque cuantitativo que complementa el diagnóstico clínico.

Específicamente, *Crawling Waves Sonoelastography* es una técnica basada en la estimación de ondas de corte (SWS, por sus siglas en inglés) por propagación mecánica la cual ha logrado resultados prometedores para la caracterización de tejidos; no obstante, los estimadores utilizados para el cálculo de la SWS (i.e. Phase Derivative, Autocorrelación-Hoyt) han reportado limitaciones relevantes como la sobre estimación en los bordes o la presencia de artefactos distribuidos en el mapa de elasticidad. Esto ha sido disminuido en gran medida por el estimador Regularized Wavelength Average Velocity Estimator (R-WAVE); sin embargo, no ha sido implementado y probado para una propagación desde la normal a la superficie del objeto de estudio.

En este trabajo de investigación se presenta un análisis de dos estimadores de velocidad de onda de corte: Phase Derivative (PD) [1] y Regularized Wavelength Average Velocity Estimator (R-WAVE) [2] para una propagación normal del patrón de interferencias generado por dos fuentes de vibración.

Finalmente, este documento concluye en un modelo de solución el cual contempla la realización de simulaciones de entornos homogéneos y heterogéneos (multicapa y con inclusión), la aplicación de los dos estimadores de velocidad de onda de corte en las simulaciones y en data adquirida de maniqués experimentales y finalmente el estudio del desempeño del coeficiente de regularización del estimador R-WAVE.

Palabras clave: Elastografía, *Crawling Waves Sonoelastography*, *Shear Wave Speed*, regularización.

Índice General

Introducción	2
1. Caracterización muscular y elastografía	3
1.1. Declaración de la problemática	3
1.2. Elastografía	3
1.3. Sonoelastografía cuantitativa	4
1.4. Estado del arte	4
1.4.1. Maniqués experimentales	4
1.4.2. Músculo	5
1.4.3. Próstata	6
1.4.4. Hígado	6
1.4.5. Piel	6
1.5. Consideraciones	6
1.6. Consideraciones	7
1.7. Objetivos de la investigación	7
1.7.1. Objetivo general	7
1.7.2. Objetivos específicos	7
2. Descripción teórica de propagación de ondas y limitaciones de estimadores actuales	8
2.1. Propiedades viscoelásticas	8
2.2. Sonoelastografía Cuantitativa - Excitación normal	9
2.2.1. Generación del patrón de interferencia	9
2.2.2. Adquisición del patrón de interferencia	10
2.3. Métodos de estimación de la velocidad de onda de corte	12
2.3.1. Phase Derivative (PD)	12
2.3.2. Regularized Wavelength Average Velocity Estimator (R-WAVE)	13
2.4. Simulaciones	14

2.5. Adquisición de datos	14
2.6. Modelo de solución	15
Conclusiones	16
Recomendaciones	17
Bibliografía	18



Índice de Figuras

2.1. Configuración de adquisición normal de CWS	9
2.2. Análisis del desplazamiento en el punto (x,z) producto de las fuentes de vibración en modo normal [3].	10
2.3. Diagrama de flujo de la adquisición del patrón de interferencia	10
2.4. Experimentos de [3] de un maniquí homogéneo a 240 Hz. (a) y (b) Patrón de interferencia de un maniquí de 9.3 % y 17 % de concentración, respectivamente. (c) y (d) Mapas de elasticidad de maniquíes de concentración 9.3 % y 17 %, respectivamente.	11
2.5. Dos métodos de estimación de velocidad de onda de corte	12
2.6. Aplicación del estimador PD en un entorno con inclusión. (A) Imagen B-Mode. (B) mapa de elasticidad.	13
2.7. Mapas de elasticidad de un medio heterogéneo con inclusión a 260 Hz. (A) Mapa de elasticidad hallado con el estimador R-WAVE. (B) Mapa de elasticidad hallado con el estimador PD	14
2.8. Ecógrafo Sonix Touch [4].	15
2.9. Diagrama de bloques del modelo de solución	15

Introducción

Los diagnósticos clínicos actuales no brindan información protocolar y cuantitativa que permitan monitorear de una manera adecuada diversas enfermedades como lo son los desórdenes musculares. El uso de la elastografía, conjunto de técnicas no invasivas con enfoque cuantitativo cuyo objeto de estudio es la elasticidad de los tejidos, permite complementar los diagnósticos médicos.

La sonoelastografía cuantitativa o también llamada Crawling Waves [5] es una técnica de la elastografía basada en la estimación de ondas de corte por propagación mecánica y adquisición por ultrasonido. Los algoritmos usados para el cálculo de la velocidad de onda de corte en esta técnica presentan diversas desventajas y por otro lado, el setup implementado (de forma paralela al objeto de estudio) no es el más adecuado para el estudio de músculos braquiales.

Por este motivo, en este trabajo de investigación se realizará un análisis de dos algoritmos de estimación de velocidad de onda de corte modificados para su aplicación en caracterización muscular de forma normal a la superficie.

El trabajo está dividido en dos capítulos. En el primer capítulo se presenta el marco problemático, el estado del arte y los objetivos de la investigación. En el segundo capítulo, se introducen los conceptos teóricos necesarios para comprender acerca de la elastografía cuantitativa para una propagación normal a la superficie, los estimadores de velocidad de onda de corte, la simulación y adquisición de data y el modelo de solución. Finalmente se presentaran las conclusiones y recomendaciones del presente estudio.

Capítulo 1

Caracterización muscular y elastografía

1.1. Declaración de la problemática

Las anomalías musculoesqueléticas (e.g: poliomielitis [6], distrofia muscular de Duchenne [7], síndrome de la persona rígida [8]) son causadas por patologías físicas o por problemas neurológicos. Si bien algunos de estos trastornos pueden diagnosticarse por la deficiencia de niveles de proteína, otros requieren pruebas adicionales para comprender el comportamiento biomecánico del músculo examinado.

Algunas de estas pruebas adicionales son la electromiografía [9], que es la evaluación del músculo a una respuesta eléctrica, y la aceleromiografía [10], la cual registra la aceleración isotónica de un músculo en respuesta al estímulo de un nervio motor periférico. Ambas técnicas son de carácter cualitativo, no pudiendo ofrecer información protocolar y cuantitativa que permitan monitorear la enfermedad de una forma adecuada, como lo podría lograr la elastografía, pues esta es una técnica cuantitativa.

1.2. Elastografía

La elastografía es un conjunto de técnicas no invasivas cuyo objeto de estudio es la elasticidad. Estas técnicas se dividen dependiendo del tipo de información que proveen (cualitativa o cuantitativa); por el tipo de fuerza aplicada al tejido (mecánica o radiación acústica (ARF por sus siglas en inglés)); y por el tipo de adquisición de datos (ultrasonido (US), imagen por resonancia magnética (MRI por sus siglas en inglés) y tomografía de coherencia óptica (OCT por sus siglas en inglés)).

La interpretación de los resultados de las técnicas cualitativas depende del profesional de la salud. En cambio, la información cuantitativa, que proporciona números como resultado, logra

caracterizar adecuadamente la elasticidad del tejido.

Los métodos que utilizan ARF tienen variaciones de energía suministrada al transductor lo que influye en la calidad de los resultados. Donde aumentar la energía enviada al transductor causa un incremento en la temperatura de la zona de análisis, limitando el desplazamiento resultante [11]. En cambio, la imagenología generada por fuerza mecánica externa, es indolora, de baja frecuencia y amplitud. Los métodos que adquieren imágenes con MRI brindan resultados de alta resolución. Sin embargo, el tiempo de obtención de datos oscila los 20 minutos, lo cual genera incomodidad en el paciente. Por el contrario, las adquisiciones por US son en tiempo real y de muy bajo costo a comparación de los estudios con MRI.

1.3. Sonoelastografía cuantitativa

Crawling Saves Sonoelastography (CWS) es una técnica de elastografía cuantitativa, no invasiva, indolora y ambulatoria que utiliza la modalidad de adquisición en modo Doppler para estimar el desplazamiento de propagación de ondas de corte en el tejido producido por fuentes externas de vibración [12]. A esta propagación de ondas de corte o también llamado patrón de interferencia se le puede aplicar diversos estimadores de velocidad de onda de corte (SWS por sus siglas en inglés), que dan como resultado mapas de elasticidad del tejidos, información cuantitativa que puede ayudar al estudio de enfermedades músculo esqueléticas.

Esta técnica fue introducida por Wu *et al.* y se ha estudiado por más de una década generando resultados relevantes para la medicina en tejidos como la piel (*in vivo*), músculo (*in vivo*) [13] [14], próstata (*ex vivo*) [15] e hígado (*ex vivo*) [16] [17].

1.4. Estado del arte

1.4.1. Maniqués experimentales

Los estudios basados en la técnica de CWS han sido probados en maniqués experimentales hechos a base de gelatina, agua, agar, maicena y sal, también llamados phantoms. Esta combinación de ingredientes permite simular diferentes valores de elasticidad los cuales pueden ser cuantificados hallando su SWS. Dependiendo de la cantidad de estos ingredientes, es posible variar el nivel de dureza del tejido.

Por ejemplo, en el trabajo de Partin *et al.* [3] se usó un maniquí de 9.3 % de concentración de gelatina con una inclusión (10 mm de diámetro) de 17 % de concentración de gelatina. Los resultados arrojaron mayor SWS en la región con mayor densidad lo cual comprueba que el método

sí puede caracterizar diferentes elasticidades. Siguiendo esa línea, en el trabajo de Romero *et al* [18] se realizó una comparación usando dos fuentes de vibración en modo paralelo, normal con placas y normal con puntas redondeadas como punto de contacto con el maniquí experimental. En general, en los tres modos se obtuvieron resultados muy semejantes a los valores reales de SWS. Sin embargo, se menciona que es importante realizar experimentos con propagación normal debido a que la excitación en paralelo no es fácil de realizar en aplicaciones clínicas.

Por otro lado, el procesamiento de los datos adquiridos ha cobrado mayor relevancia por las diferentes técnicas que permiten realizar el cálculo de SWS. En el trabajo de Ormachea *et al.* [19] se realizó la técnica CWS con dos métodos de estimación de velocidad de onda de corte, Autocorrelación Unidireccional [14] y Phase Derivative [1] (PD por sus siglas en inglés). Los resultados fueron cercanos a los hallados de forma mecánica en maniqués con concentraciones de 10 % y 13 % de gelatina. Finalmente, en González *et al.* [2], se realizó la comparación de cuatro métodos de estimación de SWS para maniqués con inclusión. El objetivo fue reducir la presencia de artefactos en los mapas de elasticidad. Para este estudio se evaluaron las técnicas de Wavelength Velocity Estimator (WAVE por sus siglas en inglés), Regularized WAVE (R-WAVE por sus siglas en inglés), PD, y Autocorrelación Unidireccional. Se observó que con R-WAVE y WAVE se conseguían mapas de elasticidad sin efecto borde y artefactos en la zona de fondo.

1.4.2. Músculo

En el trabajo de Hoyt *et al.* [14] se realizaron dos experimentos. En el primer experimento, se utilizó tejido muscular *ex vivo*, donde se concluyó que el SWS era mayor cuando las ondas se propagaban paralelamente a las fibras del músculo a comparación de realizarse de forma perpendicular. En el segundo experimento se realizó en músculos del recto femoral *in vivo*, donde se comprobó que la adquisición de datos de elasticidad usando CWS es repetible, dando fiabilidad a este método.

En el estudio de González *et al.* [20] se observó el cambio de elasticidad del bicep braquial al aumentar el peso de masas que sostenían los voluntarios con sus manos, teniendo el codo en una posición de 160°. Cuando se incrementó el peso de las masas, el SWS también aumentó. En este experimento se usó una frecuencia de 140 Hz para evitar bajo relación señal a ruido (SNR por sus siglas en inglés) y distorsión.

1.4.3. Próstata

En el trabajo de Castañead *et al.* [15], se realizaron experimentos con 15 glándulas prostáticas *ex vivo*. Los resultados que obtuvieron (sensibilidad de 67.3 %, exactitud de 80.4 %, especificidad de 86.2 %, velocidad de corte de tejido sano ± 4.75 m/s y tejido con tumor de ± 3.26 m/s) indican que la técnica de CWS es efectiva para detectar cambios de elasticidad en este tipo de órgano.

1.4.4. Hígado

Hoyt *et al.*, [16] utilizó un hígado de cerdo con una lesión inducida por radiofrecuencia de 1.5 cm de diámetro (esto con el propósito de crear una necrosis, disminuyendo la elasticidad de una parte del tejido) para probar la factibilidad de usar sonoelastografía 2D con CWS a 60 Hz. En los resultados se observó que en la imagen de B-Mode no había rastros de lesión. Sin embargo, en las imágenes del patrón de CWS sí era posible observar la lesión.

Por otro lado, Ormachea *et al.* [17] extrajo una pieza cuadrada $5 \times 4 \times 3 \text{ cm}^3$ de cinco hígados de res sin lesiones. Se usó frecuencias entre los 40 a 280 Hz, donde se obtuvo un máximo error de precisión estimado de 9.40 % a 40 Hz con respecto a mediciones mecánicas.

1.4.5. Piel

En el trabajo de Saavedra *et al.* [21] se realizaron pruebas en piel sin lesiones del lado anterior del muslo en 10 voluntarios. Se usaron frecuencias entre los 200 Hz a los 500 Hz. Con frecuencias mayores a 300 Hz se tuvieron problemas al formar los patrones de interferencia. A pesar de ello, los resultados que se obtuvieron concuerdan parcialmente con estudios previos.

1.5. Consideraciones

La técnica de CWS ha sido estudiada por más de una década logrando resultados prometedores en experimentos con maniqués y en órganos *ex vivo* e *in vivo*. El estimador de velocidad de onda de corte PD ha logrado resultados alentadores para la caracterización muscular; sin embargo, este estimador presenta limitaciones relevantes como la sobre estimación en los bordes o la presencia de artefactos distribuidos en el mapa de elasticidad. Esto ha sido disminuido en gran medida por el R-WAVE; mas no ha sido implementado y probado para una propagación normal a la superficie del tejido (*setup* más adecuado para el estudio de músculos).

1.6. Consideraciones

La técnica de CWS ha sido estudiada por más de una década logrando resultados prometedores en experimentos con maniqués y en órganos ex vivo e in vivo. El estimador de velocidad de onda de corte PD ha logrado resultados alentadores para la caracterización muscular; sin embargo, este estimador presenta limitaciones relevantes como la sobreestimación en los bordes o la presencia de artefactos distribuidos en el mapa de elasticidad. Esto ha sido disminuido en gran medida por el R-WAVE; mas no ha sido implementado y probado para una propagación normal a la superficie del tejido.

1.7. Objetivos de la investigación

1.7.1. Objetivo general

Obtener el modelo de solución para el análisis de estimadores de velocidad de onda de corte

1.7.2. Objetivos específicos

- Estudiar la generación y adquisición del patrón de interferencia producto de la técnica CWS
- Estudiar la etapa de pre procesamiento de la data adquirida por el ecógrafo Sonix Touch Q+
- Estudiar los algoritmos de estimación de velocidad de onda de corte

Capítulo 2

Descripción teórica de propagación de ondas y limitaciones de estimadores actuales

2.1. Propiedades viscoelásticas

Los tejidos biológicos exhiben diferentes parámetros que caracterizan sus propiedades mecánicas. Uno de estos parámetros es la dispersión de velocidad de onda de corte, el cual permite usar un modelo viscoelástico para cuantificar la rigidez compleja, o más específicamente, la elasticidad del tejido y sus coeficientes de viscosidad. [22]

Debido a que la densidad de la masa de la mayoría de los tejidos blandos tiene un valor aproximado de 1 g/cm^3 en medios lineales, isotrópicos y elásticos [3], la dureza puede ser expresada en términos de la velocidad de onda de corte c_s de la siguiente manera

$$c_s = \sqrt{\frac{G}{\rho}} = \frac{\lambda f}{2} \quad (2.1)$$

donde λ es la longitud de onda del patrón de interferencia, f la frecuencia de vibración de tejido [3] [23], G es el módulo de corte, ρ es la densidad, ω es la frecuencia angular de la onda de corte y k_s es el número de la onda de corte.

El valor de c_s varía entre 1 y 10 m/s en tejidos blandos. Estos valores de velocidad de onda permiten grandes diferencias en G lo cual proporciona un contraste adecuado para la elastografía.

Por tanto, la premisa detrás de las técnicas de imágenes de elasticidad es aplicar un estímulo

mecánico para observar la deformación del medio, que se puede traducir en elasticidad, usando ultrasonido.

2.2. Sonoelastografía Cuantitativa - Excitación normal

La Sonoelastografía Cuantitativa o también conocida como Crawling Waves Sonoelastography (CWS) es una técnica de elastografía planteada en el trabajo de Wu *et al.* [5], donde se usan dos fuentes mecánicas que vibran con una mínima diferencia de frecuencia (i.e. $\Delta f = 0.4$ Hz), para crear un patrón de interferencia, el cual es adquirido por un equipo de ultrasonido. Siendo así, el transductor del equipo ultrasónico se coloca entre las fuentes de vibración (ver Figura 2.1).

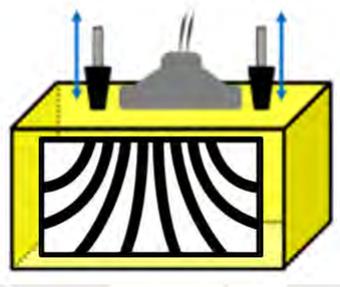


Figura 2.1: Configuración de adquisición normal de CWS

2.2.1. Generación del patrón de interferencia

Tomando como referencia el trabajo de Partin *et al.* [3], donde la configuración de adquisición normal de CWS está conformada por dos fuentes de vibración con amplitudes A_1 y A_2 , respectivamente, el desplazamiento u_T generado por dichas fuentes en modo normal para cada punto (x, z) del espacio satisface la siguiente expresión

$$|u_T|^2 = \frac{A_1^2}{r_1^2} e^{(-2\alpha_s r_1)} + \frac{A_2^2}{r_2^2} e^{(-2\alpha_s r_2)} +$$

$$2 \frac{A_1}{r_1} \frac{A_2}{r_2} e^{[-\alpha_s(r_1+r_2)]} \cdot \cos[\Delta\omega t + k_s(r_2 - r_1) + \beta + \phi_0] \quad (2.2)$$

Reemplazando (2.1) en (2.2) se obtiene

$$|u_T|^2 = B + 2 \frac{A_1}{r_1} \frac{A_2}{r_2} e^{[-\alpha_s(r_1+r_2)]} \cdot \cos[\Delta\omega t + \varphi(c_s, r)] \quad (2.3)$$

$$\varphi(c_s, r) = \frac{\omega}{c_s}(r_2 - r_1) + \beta(r_1, r_2) + \phi_0 \quad (2.4)$$

donde $\varphi(c_s, r)$ denota el término de fase espacial de la zona de interés, B es el término de la línea base y ω es la frecuencia de las fuentes, α_s es la atenuación del medio, r_1 y r_2 son las distancias desde cada fuente de vibración a un punto (x, z) , $\Delta\omega$ es la diferencia de las frecuencias de las fuentes, k_s es el número de onda de corte, β es la diferencia de fases de una función compleja explicada en [3] y ϕ_0 es la diferencia de dos términos de fase arbitraria.

En la Figura 2.2 se observa la disposición de las fuentes de vibración para una propagación normal a la superficie, donde el transductor se encuentra en medio de ellas.

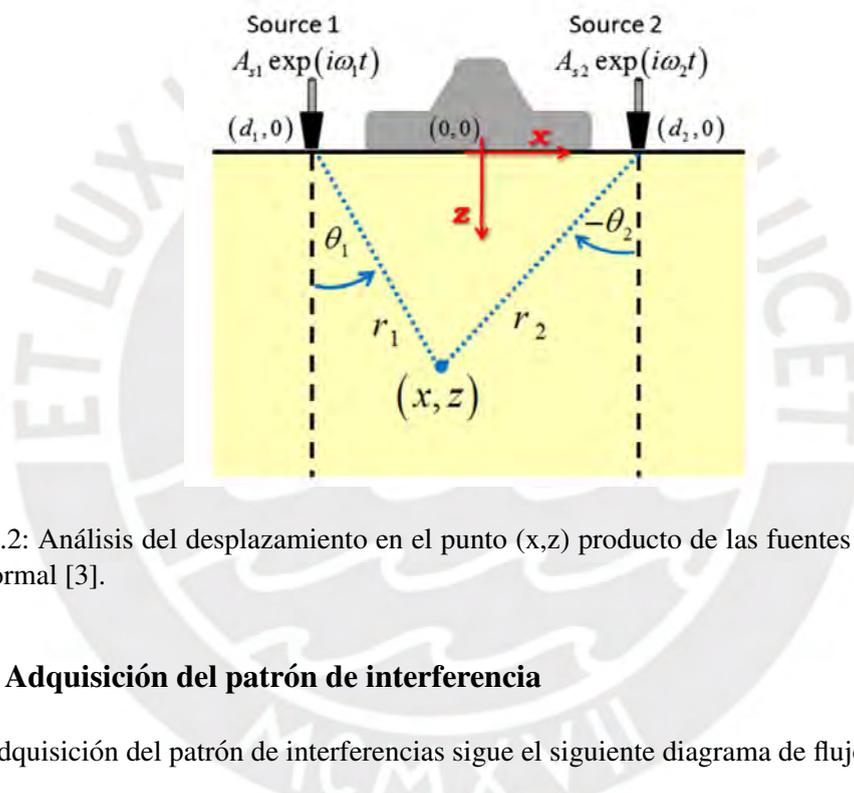


Figura 2.2: Análisis del desplazamiento en el punto (x,z) producto de las fuentes de vibración en modo normal [3].

2.2.2. Adquisición del patrón de interferencia

La adquisición del patrón de interferencias sigue el siguiente diagrama de flujo:

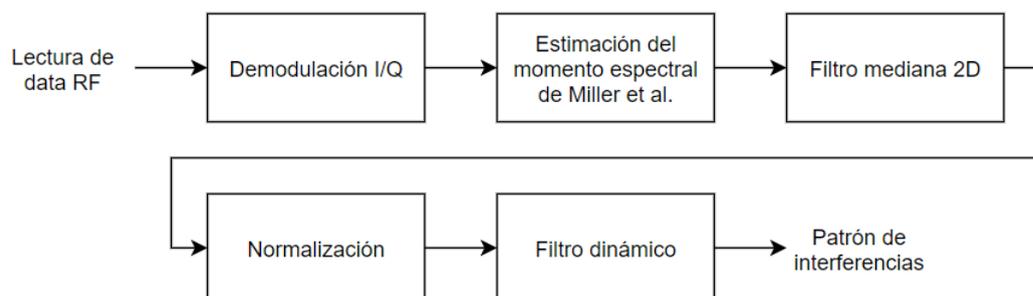


Figura 2.3: Diagrama de flujo de la adquisición del patrón de interferencia

La data RF proveniente del ecógrafo se demodula para obtener señales en fase y cuadratura

(IQ por sus siglas en inglés). Esta data IQ se procesa usando el estimador de varianza espectral basado en autocorrelación propuesto por Miller *et al.* [24] para obtener la data sonoelastográfica, la cual presenta ruido.

Para mejorar la SNR se realiza un filtrado de mediana bidimensional. Seguido, se normaliza la data y finalmente se aplica un filtro dinámico [15]. Este filtro dinámico consiste en aplicar la Transformada de Fourier a cada imagen lateral-temporal obteniendo la energía concentrada en dos picos de frecuencia conocida. Para recuperar la información de las frecuencias conocidas y suprimir data de otras frecuencias, que podrían causar la presencia de artefactos de reflexión, se aplica un filtro basabanda. Dependiendo del valor de SWS por estimar y la profundidad del entorno, el rango del filtro dinámico varía.

El resultado de este proceso es el patrón de interferencia, data de entrada para los diversos estimadores de velocidad de onda, los cuales son utilizados para obtener los mapas de elasticidad.

En la Figura 2.4 se aprecia los patrones de interferencia así como los mapas de elasticidad de dos maniqués con diferentes concentraciones de gelatina (9.3 % y 17 %) del estudio de Partin *et al.* [3]. Se observa la diferencia en los patrones de los dos maniqués (el patrón de interferencia tiene una mayor frecuencia en el maniqué de 9.3 % puesto que este tiene una menor concentración de gelatina, siendo más fácil la propagación de las ondas). Por otro lado, el mapa de elasticidad del maniqué de 17 % tiene valores más altos de velocidad de onda de corte que el del maniqué de 9.3 % debido a que este tiene una mayor concentración de gelatina.

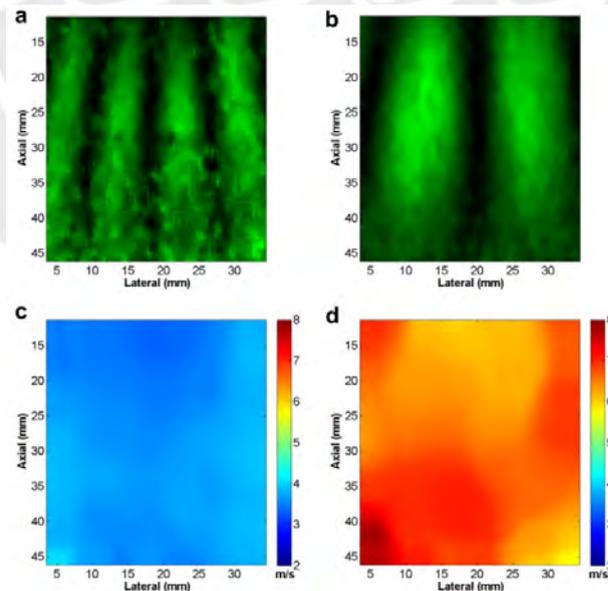


Figura 2.4: Experimentos de [3] de un maniqué homogéneo a 240 Hz. (a) y (b) Patrón de interferencia de un maniqué de 9.3 % y 17 % de concentración, respectivamente. (c) y (d) Mapas de elasticidad de maniqués de concentración 9.3 % y 17 %, respectivamente.

2.3. Métodos de estimación de la velocidad de onda de corte

Para obtener los mapas de elasticidad es necesario aplicar métodos de estimación de velocidad de onda de corte a los datos adquiridos y posteriormente filtrados del ecógrafo (patrón de interferencia). Los estimadores estudiados en la presente tesis serán los siguientes: Phase Derivative [1] y Regularized Wavelength Average Velocity Estimator [23].

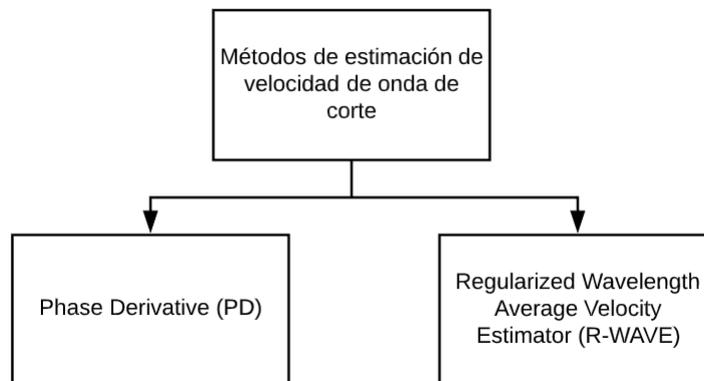


Figura 2.5: Dos métodos de estimación de velocidad de onda de corte

2.3.1. Phase Derivative (PD)

El estimador PD propuesto por [1] consiste en desenvolver la fase de cada píxel en el orden de distancia axial por distancia lateral por número de cuadros para posteriormente derivarla y obtener un mapa de elasticidad.

Este estimador ha sido aplicado en experimentos con maniqués homogéneos, heterogéneos (multicapa e inclusiones) y en experimentos *ex vivo* en hígados en el trabajo de Omarchea *et al.* [17] con propagación paralela del patrón de interferencia. Por otro lado, también ha sido utilizado para la caracterización de músculo en trabajo de González *et al.* [23] y para la caracterización de la piel en el estudio de Saavedra *et al.* [21]. Así mismo, el estudio de Romero *et al.* [18] evaluó el desempeño de este estimador para propagación normal y paralela del patrón de interferencia.

Sin embargo, PD presenta efectos de borde y artefactos en los mapas de elasticidad generados. La Figura 2.6 del trabajo de González *et al.* [23] muestra la imagen B-Mode de un maniquí experimental con inclusión y su respectivo mapa de elasticidad. Se observa que en los bordes se presenta mayor valor de SWS aun cuando el fondo es homogéneo.

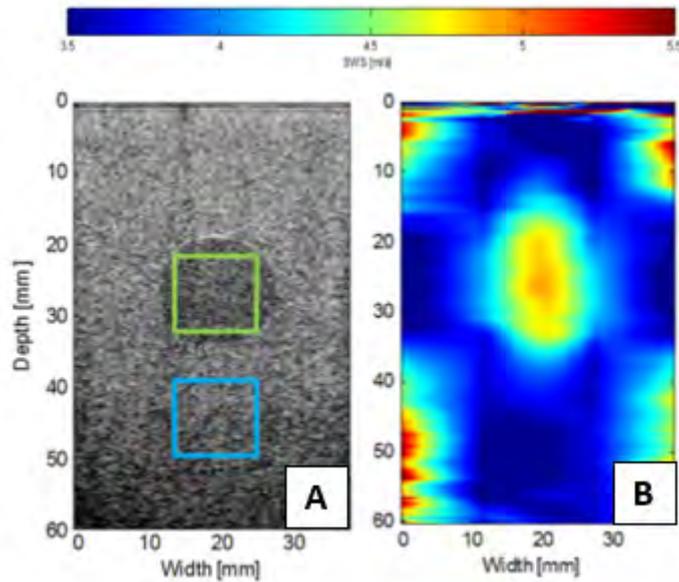


Figura 2.6: Aplicación del estimador PD en un entorno con inclusión. (A) Imagen B-Mode. (B) mapa de elasticidad.

2.3.2. Regularized Wavelength Average Velocity Estimator (R-WAVE)

R-WAVE es un método mejorado de estimación de velocidad de onda de corte planteado en el trabajo de González *et al.* [23] aplicado en modo paralelo, el cual corrige la sobre estimación de lesiones en los órganos estudiados. Con esta técnica se logra reducir los artefactos mejorando la relación de contraste a ruido (CNR por sus siglas en inglés) de las imágenes de SWS, manteniendo una región de interés (ROI por sus siglas en inglés) efectivo a comparación de otros métodos de estimación.

Este estimador ha sido aplicado en experimentos con maniqués de entornos con inclusión como en el trabajo de González *et al.* [?]. En la figura 2.7 se observa la comparación que se realizó en [?] entre el estimador R-WAVE y PD para un medio heterogéneo a 280 Hz. Donde el primer estimador no presenta artefactos ni efecto borde.

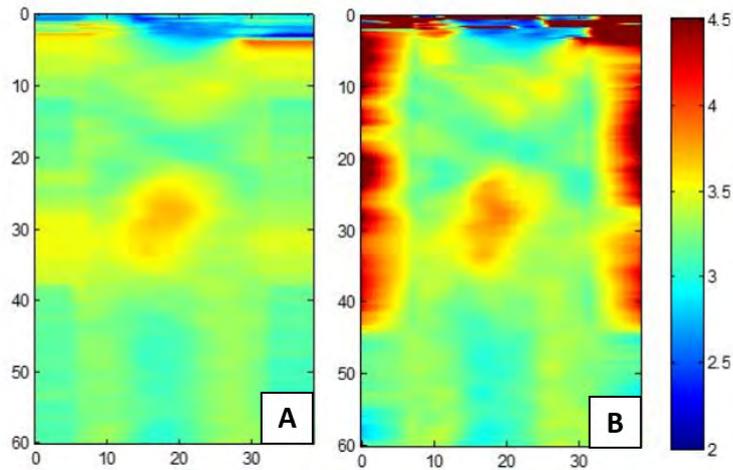


Figura 2.7: Mapas de elasticidad de un medio heterogéneo con inclusión a 260 Hz. (A) Mapa de elasticidad hallado con el estimador R-WAVE. (B) Mapa de elasticidad hallado con el estimador PD

2.4. Simulaciones

Para las simulaciones del comportamiento del patrón de interferencias con propagación normal en un medio homogéneo, multicapa y con inclusión se usará el software MATLAB 2020a.

Los parámetros a considerar son los siguientes:

- Distancia entre las fuentes
- Frecuencia de las fuentes
- Amplitud de las fuentes
- Velocidad de onda de corte del medio
- Atenuación del medio
- Número de elementos del transductor

La finalidad de realizar las simulaciones es obtener resultados con los cuales poder contrastar los mapas de elasticidad hallados al aplicar el método de CWS en maniqués experimentales.

2.5. Adquisición de datos

El ecógrafo que se usará para adquirir las imágenes del patrón de interferencias será el Sonix Touch Q utilizando el transductor lineal L14-5, ambos propiedad del Laboratorio de Imágenes

Médicas de la PUCP. Este ecógrafo cuenta con los siguientes modos: B, color Doppler, Power Doppler, M, etc. Por otro lado, parámetros por ajustar son PRF, Ensemble y profundidad, etc.



Figura 2.8: Ecógrafo Sonix Touch [4].

2.6. Modelo de solución

El modelo de solución se presenta en la Figura 2.9.

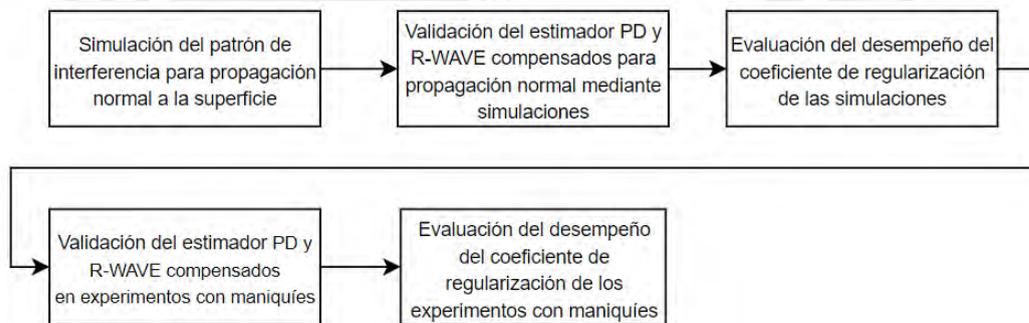


Figura 2.9: Diagrama de bloques del modelo de solución

En primer lugar, se simulará el patrón de interferencia para una propagación normal a la superficie. Como segundo paso, se validarán los estimadores PD y R-WAVE modificados (PDM y RWm, respectivamente) para propagación normal a la superficie para entornos homogéneos y heterogéneos (multicapa y con inclusión). Como tercer paso, se evaluará el desempeño del coeficiente de regularización (α) del estimador R-WAVE en las simulaciones previamente mencionadas. Como cuarto paso, se validarán los dos estimadores en maniqués experimentales heterogéneos con inclusión circular de 5 mm de radio. Finalmente, se evaluará el desempeño de α en los experimentos con maniqués.

Conclusiones

- Actualmente, para el estudio de la elasticidad de los tejidos se utilizan técnicas con inconvenientes tales como el uso de radiación acústica (donde variaciones de energía suministrada al transductor pueden influir en la calidad de los resultados), resultados cualitativos (donde su interpretación depende del profesional de la salud) o adquisición por resonancia magnética (donde tiempo de obtención de datos oscila los 20 minutos). Estas barreras pueden ser superadas con CWS, donde los resultados son cuantitativos, la adquisición es por US (tiempo real) y la fuerza aplicada es de forma mecánica (a bajas frecuencias)
- Las configuraciones mecánicas que se han utilizado para aplicar los algoritmos de estimación de velocidad de onda de corte no son las más adecuadas para estudiar los músculos braquiales debido a la disposición de las fuentes de vibración.
- El estado del arte reporta que el estimador de velocidad de onda de corte PD presenta limitaciones relevantes como la sobreestimación en los bordes y la presencia de artefactos distribuidos en el mapa de elasticidad
- Existen técnicas que lidian con las limitaciones actuales, como vendría a ser el estimador R-WAVE; sin embargo, no está adaptado para la para adquisición de tejidos. Por lo anteriormente mencionado, es necesario una modificación regularizado que permita calcular el SWS de un tejido

Recomendaciones

- Se recomienda plantear una lista de simulaciones y experimentos con maniqués experimentales con parámetros que se puedan utilizar en ambos escenarios (distancia entre las fuentes, frecuencia, SWS del medio, etc.) con la finalidad de poder comparar los resultados obtenidos de Bias, CNR y CV.
- Se recomienda hacer uso del software Matlab para realizar las simulaciones numéricas. Se sugiere considerar escenarios provistos por ecógrafos de investigación (ecógrafo Sonix Touch Q+)
- Se recomienda escoger un rango de frecuencias para las simulaciones y adquisiciones en maniqués experimentales, tales que sea posible observar la geometría de un patrón de interferencias normal a la superficie de estudio.
- Se recomienda basar los valores de SWS de las simulaciones de medios heterogéneos en valores cercanos a la piel, grasa y músculo

Bibliografía

- [1] Z. Hah, C. Hazard, B. Mills, C. Barry, D. Rubens, and K. Parker, “Integration of crawling waves in an ultrasound imaging system. part 2: signal processing and applications,” *Ultrasound in medicine & biology*, vol. 38, no. 2, pp. 312–323, 2012.
- [2] E. A. Gonzalez, S. E. Romero, and B. Castaneda, “Real-time crawling wave sonoelastography for human muscle characterization: Initial results,” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 66, pp. 563–571, March 2019.
- [3] A. Partin, Z. Hah, C. T. Barry, D. J. Rubens, and K. J. Parker, “Elasticity estimates from images of crawling waves generated by miniature surface sources,” *Ultrasound in medicine and biology*, vol. 40, no. 4, pp. 685–694, 2014.
- [4] “Sonixtouch q+ extended user manual,” 2014.
- [5] Z. Wu, “Shear wave interferometry and holography, an application of sonoelastography,” 2005.
- [6] “The mechanism of muscle spasm in poliomyelitis,” *The Journal of Pediatrics*, vol. 24, no. 2, pp. 123 – 137, 1944.
- [7] J.-L. Gennisson, *Musculoskeletal Applications of Supersonic Shear Imaging*, pp. 534–544. 10 2018.
- [8] T. Holmoy and C. Geis, “The immunological basis for treatment of stiff person syndrome,” *Journal of neuroimmunology*, vol. 231, pp. 55–60, 10 2010.
- [9] N. Miyamoto, K. Hirata, E. Miyamoto-Mikami, O. Yasuda, and H. Kanehisa, “Associations of passive muscle stiffness, muscle stretch tolerance, and muscle slack angle with range of motion: Individual and sex differences,” *Scientific Reports*, vol. 8, 12 2018.

- [10] J. Gennisson, T. Deffeux, E. Macé, G. Montaldo, M. Fink, and M. Tanter, “Viscoelastic and anisotropic mechanical properties of in vivo muscle tissue assessed by supersonic shear imaging,” *Ultrasound in medicine & biology*, vol. 36 5, pp. 789–801, 2010.
- [11] K. J. Parker, M. M. Doyley, and D. J. Rubens, “Imaging the elastic properties of tissue: the 20 year perspective,” *Physics in medicine & biology*, vol. 56, no. 1, p. R1, 2010.
- [12] G. Torres, C. Amador, M. Urban, B. Castaneda, and R. Lavarello, “Comparative evaluation of aberration effects in crawling wave sonoelastography and comb-push ultrasound shear elastography,” in *2016 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, pp. 1–4, Sep. 2016.
- [13] E. A. Gonzalez, S. E. Romero, and B. Castaneda, “Real-time crawling wave sonoelastography for human muscle characterization: Initial results,” *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, vol. 66, no. 3, pp. 563–571, 2018.
- [14] K. Hoyt, B. Castaneda, and K. J. Parker, “5c-6 muscle tissue characterization using quantitative sonoelastography: Preliminary results,” in *2007 IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings*, pp. 365–368, Oct 2007.
- [15] B. Castaneda, L. An, S. Wu, L. L. Baxter, J. L. Yao, J. V. Joseph, K. Hoyt, J. Strang, D. J. Rubens, and K. J. Parker, “Prostate cancer detection using crawling wave sonoelastography,” in *Medical Imaging 2009: Ultrasonic Imaging and Signal Processing*, vol. 7265, p. 726513, International Society for Optics and Photonics, 2009.
- [16] K. Hoyt, B. Castaneda, and K. J. Parker, “P4f-4 feasibility of two-dimensional quantitative sonoelastographic imaging,” in *2007 IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings*, pp. 2032–2035, Oct 2007.
- [17] J. Ormachea, R. J. Lavarello, S. A. McAleavey, K. J. Parker, and B. Castaneda, “Shear wave speed measurements using crawling wave sonoelastography and single tracking location shear wave elasticity imaging for tissue characterization,” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 63, pp. 1351–1360, Sep. 2016.
- [18] S. E. Romero, E. A. Gonzalez, R. Lavarello, and B. Castañeda, “A comparative study between parallel and normal excitation for crawling wave sonoelastography,” in *12th International Symposium on Medical Information Processing and Analysis*, vol. 10160, p. 101601G, International Society for Optics and Photonics, 2017.
- [19] J. Ormachea, R. Rojas, P. Rodriguez, R. J. Lavarello, K. J. Parker, and B. Castaneda, “Shear wave speed estimation from crawling wave sonoelastography: A comparison between am-fm

- dominant component analysis and phase derivation methods,” in *2014 IEEE International Ultrasonics Symposium*, pp. 2327–2330, Sep. 2014.
- [20] E. A. González Bellido, “Real-time quantitative sonoelastography in an ultrasound research system,”
- [21] A. C. Saavedra, J. Arroyo, F. Zvietcovich, R. J. Lavarello, and B. Castaneda, “In vivo estimation of the young’s modulus in normal human dermis,” in *2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pp. 3456–3459, July 2018.
- [22] K. Hoyt, T. Kneezel, B. Castaneda, and K. J. Parker, “Quantitative sonoelastography for the in vivo assessment of skeletal muscle viscoelasticity,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 53, no. 15, p. 4063, 2008.
- [23] E. Gonzalez, Pu Li, J. Ormachea, K. Parker, R. Lavarello, and B. Castaneda, “Regularized wavelength average velocity estimator for quantitative ultrasound elastography,” in *2016 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, pp. 1–4, Sep. 2016.
- [24] K. Miller and M. Rochwarger, “A covariance approach to spectral moment estimation,” *IEEE Transactions on Information Theory*, vol. 18, pp. 588–596, Sep. 1972.