

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



PONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DEL PERÚ

COMPARACIÓN DE TÉCNICAS DE ELASTOGRAFÍA
CUANTITATIVA BASADAS EN VIBRACIÓN MECÁNICA
EXTERNA EN EQUIPOS ULTRASÓNICOS DE INVESTIGACIÓN
CON DIFERENTES RANGOS DE FRECUENCIA

Tesis para optar el Título de Ingeniero Electrónico, que presenta el bachiller:

Ana Cecilia Saavedra Bazán

ASESORES

Dr. Ing. Benjamín Castañeda Aphán
Ing. Eduardo González Bellido

Lima, julio del 2015

Resumen

La elastografía es una modalidad en imágenes médicas que estima la elasticidad de los tejidos. Esta metodología se basa en el hecho de que los tejidos patológicos presentan mayor rigidez en comparación con el tejido blando. Específicamente, en ultrasonido, se ha aplicado para la detección de cáncer de mama, próstata, hígado y otros. A diferencia de las técnicas cualitativas, las técnicas elastográficas cuantitativas brindan un parámetro numérico de elasticidad, el cual permite la clasificación de los tumores con estándares clínicos. En particular, la sonoelastografía cuantitativa consiste en aplicar dos fuentes de vibración externa opuestas una a la otra, con frecuencias ligeramente desfasadas para generar un patrón de interferencia, el cual permite estimar la velocidad de corte del tejido y, por ende, la elasticidad.

La presente tesis busca validar el rendimiento de sonoelastografía cuantitativa en los tres ecógrafos de investigación con que cuenta el Laboratorio de Imágenes Médicas en maniqués a base de gelatina homogéneos y heterogéneos. Adicionalmente, se busca evaluar y comparar la performance de 3 técnicas de estimación de velocidad de corte a partir de patrones sonoelastográficos de interferencia (algoritmo de Fase Derivativa, de autocorrelación Local y de demodulación AM-FM).

Los resultados indican que el equipo Verasonics no es apto para realizar sonoelastografía cuantitativa con la configuración actual, el ecógrafo Sonix Touch tiene un mejor rendimiento a bajas frecuencias de vibración y el ecógrafo Visualsonics a altas frecuencias. El algoritmo de Fase Derivativa tiene un error de estimación del 1.8% para experimento con vibración normal a altas frecuencias, mientras que el algoritmo de demodulación AM-FM tiene un error de 5.25% para bajas frecuencias.

Este trabajo constituye el primer esfuerzo por entender la dependencia de la sonoelastografía cuantitativa de la plataforma (ecógrafo) donde se implementa. De manera adicional, es la primera vez que se mide el rendimiento de sonoelastografía cuantitativa en altas frecuencias (16-21 MHz) y constituye un primer paso para la implementación de una herramienta elastográfica para aplicaciones dermatológicas, en particular para la evaluación futura de Leishmaniasis cutánea (enfermedad endémica en el Perú).

A Dios, por acompañarme todos los días y darme fortaleza para continuar.

A mis padres, por su apoyo y confianza.

A mi hermano, por su compañerismo y alegría.

A mis asesores, por el tiempo y ayuda brindada.

A los miembros del LIM, por proporcionarme parte de su tiempo y amistad.

A Renán Rojas, por colaborar en los resultados presentados en esta tesis.

Al proyecto N° 205-FINCyT-IA-2013 y DGI 2015-177, en el marco del cual se realiza este trabajo de tesis y que ha permitido la publicación de los resultados previos de esta tesis.

A la institución Oncosalud, por la ayuda y asesoría brindada para el desarrollo de este trabajo.

Índice

| | |
|---|----|
| Introducción | 1 |
| Capítulo 1: Principios Físicos de las Técnicas de Elastografía Cuantitativa | 3 |
| 1.1. Elastografía | 3 |
| 1.2. Principios Físicos | 3 |
| 1.3. Técnicas Cuantitativas | 5 |
| 1.3.1. Shear Wave Elasticity Imaging | 5 |
| 1.3.2. Sonoelastografía cuantitativa | 7 |
| 1.3.3. Supersonic Shear Imaging (SSI) | 8 |
| 1.3.4. Vibro-elastografía | 10 |
| 1.4. Consideraciones | 11 |
| 1.5. Objetivos de la investigación | 11 |
| 1.5.1. Objetivo General | 11 |
| 1.5.2. Objetivos Específicos | 11 |
| Capítulo 2: Sonoelastografía Cuantitativa y Ecógrafos de Investigación | 12 |
| 2.1. Sonoelastografía Cuantitativa | 12 |
| 2.1.1. Patrón de interferencia y velocidad de corte | 12 |
| 2.2. Métodos de estimación de la velocidad de corte | 15 |
| 2.2.1. Algoritmo de Fase derivativa | 15 |
| 2.2.2. Algoritmo de Auto-correlación Local | 16 |
| 2.2.3. Algoritmo de demodulación AM-FM | 18 |
| 2.3. Características de los escáneres de investigación | 19 |
| 2.3.1. Sonix Touch | 19 |
| 2.3.2. Verasonics | 20 |
| 2.3.3. Visual Sonics | 21 |
| Capítulo 3: Metodología Experimental | 22 |
| 3.1. Preparación de los Maniqués de experimentación | 22 |
| 3.2. Experimento de Sonoelastografía Cuantitativa | 24 |
| 3.2.1. Metodología | 24 |
| 3.3. Procedimiento de toma de datos en los ecógrafos de investigación | 29 |
| 3.4. Procedimiento de extracción de datos en los ecógrafos de investigación | 31 |
| 3.3. Validación de la velocidad de corte por el método de tiempo de vuelo (Time of Flight) | 32 |
| Capítulo 4: Resultados y Discusión | 34 |
| 4.1. Resultados del experimento de tiempo de vuelo | 34 |
| 4.2. Procesamiento de Sonoelastografía y estimación de velocidad para los diferentes ecógrafos de investigación | 35 |
| 4.2.1. Procesamiento de sonoelastografía y estimación de la velocidad de corte con el ecógrafo Visualsonics | 35 |
| 4.2.2. Procesamiento de Sonoelastografía y estimación de la velocidad de corte con ecógrafo Verasonics | 40 |
| 4.2.3. Procesamiento de Sonoelastografía y estimación de la velocidad de corte con el ecógrafo Sonix Touch | 42 |
| 4.3. Resultados de los experimentos variando la frecuencia de vibración | 44 |

| | |
|---|----|
| 4.4. Sonoelastografía Cuantitativa a altas frecuencias con vibración normal | 52 |
| 4.5. Comparación entre los ecógrafos de investigación y los métodos de estimación de la velocidad de corte..... | 55 |
| Conclusiones..... | 60 |
| Recomendaciones | 62 |
| Bibliografía..... | 63 |



Índice de figuras

| | |
|---|----|
| Figura 1. Representación de la clasificación de elastografía de acuerdo con la fuerza aplicada. (a) Cuasiestática, consiste en generar una compresión en el tejido, tomando imágenes antes y después de la compresión, (b) Armónica, generada por una fuente de vibración externa y (c) Transitoria, generada por pulsos de Fuerza de Radiación Acústica... | 4 |
| Figura 2. Representación de Elastografía por Shear Wave Elasticity Imaging. El transductor en el punto A emite pulsos, lo cual genera ondas de corte en el medio. El mismo transductor captura información de la onda de corte en los puntos A y B; para luego, mediante un algoritmo, estimar la velocidad ($\Delta x/\Delta t$) de esta onda y relacionarlo con la elasticidad del medio..... | 6 |
| Figura 3. Representación de Elastografía por Sonoelastografía cuantitativa. Dos fuentes de vibración son conectadas a dos placas metálicas, las cuales son colocadas en las paredes laterales del maniquí. Luego, la interferencia de ambas ondas es capturada por el transductor..... | 7 |
| Figura 4. Imagen de la interferencia obtenida por Sonoelastografía cuantitativa de un maniquí. El círculo rojo muestra el área donde existe una mayor longitud de onda y por ende, una velocidad de corte alta..... | 8 |
| Figura 5. Imágenes obtenidas por Sonoelastografía cuantitativa de un estudio de próstata. (a) Imagen obtenida en modo B y (b) Imagen por Sonoelastografía cuantitativa de la estimación de la velocidad de onda de corte..... | 8 |
| Figura 6. Representación de Elastografía por SSI. Los puntos rojos son los pulsos continuos enviados por el transductor que genera ondas de corte en forma de un cono (líneas de color naranja)..... | 9 |
| Figura 7. Imagen de elastografía por SSI. El nódulo presenta un valor bajo de elasticidad. Imagen cortesía de Hospicare S.A.C..... | 9 |
| Figura 8. Representación de Elastografía por Vibroelastografía. El transductor emite vibraciones sobre la superficie y capta las ondas de corte..... | 10 |
| Figura 9. Patrón de interferencia al realizar sonoelastografía cuantitativa..... | 12 |
| Figura 10. Diagrama de bloques del algoritmo para generación de imágenes de sonoelastografía..... | 14 |
| Figura 11. Imágenes del patrón de interferencia filtrado, luego de procesar el algoritmo de sonoelastografía (a) Para un entorno homogéneo y (b) para un entorno con inclusión..... | 14 |
| Figura 12. Diagrama de bloques del algoritmo para estimación de velocidad de corte..... | 15 |
| Figura 13. Esquema de distribución de pixeles..... | 16 |
| Figura 14. Imagen de mapa de velocidad de corte. (a) Para un entorno homogéneo y (b) para un entorno con inclusión..... | 16 |
| Figura 15. Diagrama de bloques de algoritmo de Auto-correlación local..... | 17 |
| Figura 16. Representación de los vectores de velocidad de corte..... | 17 |
| Figura 17. Estimación de la velocidad con el método de Auto-correlación local. (a) Maniquí homogéneo y (b) maniquí con inclusión. Extraído de [2]..... | 18 |
| Figura 18. Diagrama de bloques del algoritmo de demodulación AM-FM..... | 18 |
| Figura 19. Estimación de la velocidad con el método AM-FM. (a) Maniquí homogéneo y (b) maniquí con inclusión. Extraído de [34]..... | 19 |
| Figura 20. Equipo Sonix Touch Q+. Extraído de [35]..... | 20 |
| Figura 21. Equipo Verasonics. Extraído de [36]..... | 20 |
| Figura 22. Equipo Vevo 2100. Extraído de [37]..... | 21 |
| Figura 23. Maniqués de experimentación. (a) Maniquí homogéneo. (b) Maniquí con inclusión..... | 24 |
| Figura 24. Esquema experimental para sonoelastografía cuantitativa. (A) El transductor es acoplado al maniquí con el gel ultrasónico y registra los datos de radiofrecuencia de los ecos emitidos y recibidos. (B) El maniquí elaborado en el laboratorio. (C) Los vibradores son acoplados en los lados del maniquí, cuyas frecuencias de vibración son configuradas en el generador de onda y la amplitud de esta es aumentada por el amplificador..... | 25 |
| Figura 25. Visualización de una fuente de vibración por separado. (a) Fuente colocada al lado izquierdo del maniquí y (b) fuente colocada al lado derecho del maniquí..... | 26 |
| Figura 26. Imagen de sonoelastografía del patrón de interferencia en Sonix Touch. El medio fue un maniquí del 20% de gelatina. Ambas fuentes de vibración a 200 Hz, con un desfase de 0.4 Hz. La amplitud de la vibración es mapeada en color naranja..... | 27 |
| Figura 27. Diagrama de bloques para la visualización sonoelastografía cuantitativa. La | |

| | |
|---|----|
| variación del parámetro PRF y Ensemble varía en cada ecógrafo de investigación..... | 28 |
| Figura 28. (a) Imagen del patrón de interferencia en Verasonics. (b) Ventana de control de ganancia de Verasonics. | 30 |
| Figura 29. Imagen del patrón de interferencia en ecógrafo Visualsonics. Frecuencia de vibración de 300 Hz y maniquí del 10% de gelatina. | 31 |
| Figura 30. Esquema de experimento de Tiempo de vuelo. (A) el vibrador que emite un pulso, es conectado al amplificador, el cual recibe la señal de uno de los canales del generador de ondas. (B) el maniquí homogéneo, con concentraciones de 10%, 15% y 20%, y el maniquí de la inclusión con concentraciones de 13%, 18% y 23%. (C) el vibrador que recibe el pulso es conectado al osciloscopio, al igual que un canal del generador de ondas. | 33 |
| Figura 31. Visualización del osciloscopio del pulso emitido (señal de color amarillo) y recibido (señal de color azul). | 33 |
| Figura 32. Ejemplo de la onda de corte obtenida con experimento de tiempo de vuelo. Canal 1: la señal transmitida y Canal 2: la señal recibida por el otro extremo del maniquí. La flecha de color negro muestra el lapso de tiempo. | 34 |
| Figura 33. Velocidades obtenidas del experimento de tiempo de vuelo..... | 34 |
| Figura 34. Imagen de sonoelastografía a una frecuencia de transmisión de 21 MHz de un maniquí homogéneo del 20% de concentración de gelatina excitado a una frecuencia de 150 Hz, con desfase de 0.4 Hz. | 36 |
| Figura 35. Imagen de sonoelastografía extraída de Visualsonics para un maniquí (Concentración de fondo: 15% e inclusión: 20%) a base de gelatina, excitado a una frecuencia de vibración de 400hz, con desfase de 0.4 Hz. Las flechas de color rojo indican la zona de la inclusión..... | 37 |
| Figura 36. Resultado del maniquí homogéneo de 10% de concentración de gelatina a una frecuencia de vibración de 150 Hz y desfase de 0.4 Hz. (a) Imagen modo B, (b) Estimación de la velocidad usando el algoritmo de Auto-correlación Local, (c) Mapa de fases de la sonoelastografía y (d) Estimación de la velocidad usando el algoritmo de Fase Derivativa.. | 37 |
| Figura 37. Resultado del maniquí con inclusión (fondo: 15%, inclusión: 20%) a base de gelatina a una frecuencia de vibración de 400 Hz y desfase de 0.4 Hz. (a) Imagen modo B, (b) Mapa de fases, (c) Estimación de la velocidad por el algoritmo de Fase Derivativa y (c) Estimación de la velocidad por el algoritmo de Auto-correlación Local. | 38 |
| Figura 38. Resultados del maniquí calibrado homogéneo a una frecuencia de transmisión del transductor de 16 MHz, frecuencia de vibración de 800 Hz y desfase de 0.4 Hz. (a) Mapa de fases, (b) Estimación de la velocidad por el algoritmo de Fase Derivativa y (c) Estimación de la velocidad por el algoritmo de Auto-correlación Local. | 39 |
| Figura 39. Imagen de sonoelastografía a lo largo del tiempo del ecógrafo Verasonics para un maniquí del 10% de concentración de gelatina, excitado a una frecuencia de vibración de 150 Hz y con desfase de 0.4 Hz. Donde Δt_n es el espaciamiento entre cuadros, además $\Delta t_1 \neq \Delta t_3$ mostrando la discontinuidad entre cuadros. | 40 |
| Figura 40. Ejemplo de estimación de la velocidad para un maniquí del 10% de gelatina con una vibración de 150 Hz y desfase de 0.4 Hz. (a) Mapa de fases, (b) Mapa de velocidades usando el método de fase derivativa y (c) Mapa de velocidades usando el método de Auto-correlación Local. | 41 |
| Figura 41. Imágenes de sonoelastografía en ecógrafo Sonix Touch a una frecuencia de vibración de 150 Hz y desfase de 0.4 Hz. (a) Maniquí homogéneo (10%) y (b) maniquí con inclusión (fondo: 10% e inclusión: 13%). | 42 |
| Figura 42. Estimación de la velocidad con el algoritmo de Fase Derivativa, usando un maniquí homogéneo (10%) y con inclusión (13%) a una frecuencia de vibración de 150 Hz y desfase de 0.4 Hz. (a) Modo B del maniquí homogéneo y (b) mapa de velocidades usando el método de Fase Derivativa. (c) Modo B del maniquí con inclusión y (d) mapa de velocidades usando el método de Fase Derivativa..... | 43 |
| Figura 43. Estimación de la velocidad con el algoritmo AM-FM, usando un maniquí homogéneo (10%) y con inclusión (13%), a una frecuencia de vibración de 150 Hz y desfase de 0.4 Hz. (a) Maniquí homogéneo y (b) Maniquí con inclusión..... | 43 |
| Figura 44. Estimación de la velocidad con el algoritmo de Auto-correlación, usando un maniquí homogéneo (10%) y con inclusión (13%), a una frecuencia de vibración de 150 Hz y desfase de 0.4Hz. (a) Maniquí homogéneo y (b) Maniquí con inclusión..... | 44 |
| Figura 45. Velocidad de corte estimada con el algoritmo de Fase Derivativa. Data tomada con Sonix Touch variando la frecuencia para maniquíes homogéneos de concentraciones de 10%, 15% y 20% de gelatina..... | 45 |

Figura 46. Velocidad de corte estimada con el algoritmo de demodulación AM-FM. Data tomada con Sonix Touch variando la frecuencia para maniqués homogéneos de concentraciones de 10%, 15% y 20% de gelatina. 45

Figura 47. Velocidad de corte estimada con el algoritmo de Auto-correlación Local. Data tomada con Sonix Touch variando la frecuencia para maniqués homogéneos de concentraciones de 10%, 15% y 20% de gelatina. 46

Figura 48. Velocidad de corte estimada con el algoritmo Fase Derivativa. Data tomada con Sonix Touch variando la frecuencia para maniqués con inclusión de concentraciones de 13%, 18% y 23% de gelatina. 47

Figura 49. Velocidad de corte estimada con el algoritmo de demodulación AM-FM. Data tomada con Sonix Touch variando la frecuencia para maniqués homogéneos de concentraciones de 13%, 18% y 23% de gelatina. 47

Figura 50. Velocidad de corte estimada con el algoritmo de Autocorrelación Local. Data tomada con Sonix Touch variando la frecuencia para maniqués homogéneos de concentraciones de 13%, 18% y 23% de gelatina. 48

Figura 51. Velocidad de corte estimada con el algoritmo Fase Derivativa. Data tomada con Verasonics variando la frecuencia para maniqués homogéneos de concentraciones de 10%, 15% y 20% de gelatina. 49

Figura 52. Velocidad de corte estimada con el algoritmo de Fase Derivativa. Data tomada con Visualsonics, variando la frecuencia de vibración para maniqués homogéneos a base de gelatina de concentraciones del 10%, 15% y 20%. 50

Figura 53. Velocidad estimada con el algoritmo de Auto-correlación Local. Data tomada con Visualsonics variando la frecuencia para maniqués homogéneos de concentraciones de 10%, 15% y 20% de gelatina. 50

Figura 54. Velocidad de corte estimada con el algoritmo de Fase Derivativa. Data tomada con Visualsonics, variando la frecuencia de vibración y con desfase fijo de 0.4 Hz para el maniqué calibrado del LIM. 51

Figura 55. Velocidad de corte estimada con el algoritmo de Autocorrelación Local. Data tomada con Visualsonics, variando la frecuencia de vibración y con desfase fijo de 0.4 Hz para el maniqué calibrado del LIM. 51

Figura 56. Velocidad de corte estimada con el algoritmo de AM-FM. Data tomada con Visualsonics, variando la frecuencia y con desfase fijo de 0.4 Hz para el maniqué calibrado del LIM. 52

Figura 57. Esquema experimental para sonoelastografía cuantitativa con vibración normal. (A) El transductor acoplado al maniqué. (B) El maniqué calibrado. (C) Los vibradores en posición normal. 53

Figura 58. Resultado del maniqué calibrado homogéneo a una frecuencia de vibración de 800 Hz y desfase de 0.4 Hz. (a) Estimación de la velocidad usando el algoritmo de Fase Derivativa y (b) Estimación de la velocidad usando el algoritmo de Auto-correlación Local. Data adquirida a una frecuencia de transmisión de 16 MHz. 53

Figura 59. Velocidad de corte estimada con el algoritmo de Fase Derivativa. Data tomada con Visualsonics a una frecuencia de transmisión de 21 MHz, aplicando vibración normal. 54

Figura 60. Velocidad de corte estimada con el algoritmo de Autocorrelación Local. Data tomada con Visualsonics a una frecuencia de transmisión de 21 MHz, aplicando vibración normal. 54

Figura 61. Comparación entre los métodos de estimación de la velocidad de corte para un maniqué del 18% de gelatina a diferentes frecuencias de vibración. 55

Figura 62. Comparación entre los métodos de estimación de la velocidad de corte para el maniqué calibrado del LIM a diferentes frecuencias de vibración. 56

Figura 63. Comparación entre ecógrafos de investigación usando el método de Fase Derivativa para un maniqué del 18% de gelatina. 57

Figura 64. Comparación entre ecógrafos de investigación usando el método de Auto-correlación Local para un maniqué del 18% de gelatina. 57

Introducción

En el 2012, GLOBOCAN reportó la cifra de 8,2 millones de muertes [1] ocasionadas por el cáncer, cuya principal razón, en la mayoría de los casos, es la detección tardía. Por un lado, la palpación es una herramienta clínica utilizada en exámenes de próstata, hígado y mamas [2], en donde se examina la región sospechosa por medio del tacto. A pesar de la factibilidad de este método, ésta solo tiene acceso a la superficie del tejido y la eficacia de la misma decrece conforme avanza en profundidad.

No obstante, el patrón de oro en el diagnóstico de cáncer es la biopsia, sin embargo al ser invasiva, tiene errores de muestreo y provoca riesgo de infección. Por otro lado, en la búsqueda de métodos no invasivos, se han desarrollado técnicas en imágenes médicas, dentro de las cuales, destaca el ultrasonido (US) por ser no invasiva, de bajo costo y accesible. Además, permite la evaluación del tejido en tiempo real y de forma dinámica sin someter al paciente a radiación ionizante [3], como en el caso de los rayos X o tomografía computarizada; de modo que el ultrasonido se ha convertido en una gran herramienta para el diagnóstico de cáncer. Por esta razón, en los últimos 20 años, se han estado desarrollado diversas técnicas que permitan mejorar la calidad de imagen y que ayuden a obtener una mayor cantidad de datos para un buen diagnóstico, como es el caso de la elastografía.

La elastografía se basa en el hecho de que los tejidos patológicos presentan una mayor rigidez en comparación con el tejido blando. Asimismo, las técnicas elastográficas buscan parámetros que indiquen la dureza de un tejido por medio de la respuesta a una excitación externa aplicada al mismo. La información obtenida puede ser cualitativa y cuantitativa, siendo ésta última más relevante. La sonoelastografía cuantitativa se basa en la generación de patrones de interferencia de onda, mediante el uso de dos fuentes de vibraciones externas con frecuencias desfasadas colocadas a los extremos del objeto de estudio. Diversos métodos de procesamiento de imágenes han sido desarrollados para la estimación de la velocidad de corte. El algoritmo de fase derivativa utiliza la Transformada Rápida de Fourier para calcular la fase en cada píxel de la imagen. Análogamente, el algoritmo de autocorrelación local utiliza la Transformada de Hilbert y métodos de autocorrelación. Por otro lado, la demodulación AM-FM es otro método, el cual se basa en la amplitud y fase de la señal.

Del mismo modo, hay una gran variedad de equipos ultrasónicos con sus características propias tanto en funcionamiento externo e interno. El Laboratorio de Imágenes Médicas de la PUCP cuenta con tres equipos ultrasónicos: Sonix Touch, Visual Sonics y Verasonics. En consecuencia, el objetivo principal de esta tesis es comparar la técnica de sonoelastografía cuantitativa con los tres ecógrafos del Laboratorio de Imágenes Médicas y utilizando los tres métodos de estimación de velocidad de corte mencionados. Para ello, se realizarán experimentos con maniqués homogéneos e inhomogéneos, variando la frecuencia de excitación.

En este trabajo de tesis se tiene como primer capítulo, una breve revisión de las técnicas elastográficas cuantitativas, indicando las ventajas, desventajas y los órganos a los cuales ha sido aplicada. Asimismo, como segundo capítulo, la teoría de sonoelastografía cuantitativa, los métodos de estimación de velocidad de corte y las características generales de cada equipo ultrasónico. Posteriormente, como tercer capítulo, el detalle de la preparación de los maniqués empleados, la metodología aplicada para la realización de los experimentos con cada ecógrafo y la metodología aplicada para la verificación de la velocidad obtenida. Finalmente, como cuarto capítulo, el análisis de los resultados obtenidos para los tres ecógrafos y los tres métodos de estimación de velocidad.

Es importante resaltar que parte de esta tesis ha sido publicada en la revista arbitrada y especializada Carcinomas [4].

Capítulo 1: Principios Físicos de las Técnicas de Elastografía Cuantitativa

1.1. Elastografía

Desde la formación de los tumores, el cáncer modifica las características mecánicas de los tejidos. Por un lado, gracias a la propiedad elástica, los tejidos tienen la capacidad de deformarse cuando se les aplica una fuerza, y de retornar a su forma original al dejar de presionarlos [5]. En el caso de presentarse un tumor, el tejido pierde un porcentaje de ésta capacidad, ya que tiende a ser más duro y menos elástico. Los estudios de elastografía consisten principalmente en obtener parámetros que nos indiquen la dureza del tejido gracias a este cambio físico que se produce en los mismos [6].

1.2. Principios Físicos

La elastografía fue desarrollada para mejorar las imágenes en Resonancia Magnética y US. Específicamente en US, el proceso a realizar se resume en [7]: (1) mover el tejido, (2) medir la respuesta mecánica y (3) deducir las propiedades biomecánicas con base en un modelo. Dependiendo del tipo de fuerza aplicada, la elastografía se puede clasificar en: cuasiestática, armónica y transitoria.

En la Figura 1, podemos observar una representación de esta clasificación. La cuasiestática consiste en la aplicación de una compresión; la armónica, en la transmisión de ondas acústicas de baja frecuencia; y la transitoria utiliza sonografía ultra rápida para detectar cambios transitorios en el movimiento de la onda dentro del tejido. Debido a la propiedad del medio de transmisión, la velocidad del sonido está relacionada con la dureza del tejido; es decir, a mayor velocidad, más duro y, a menor velocidad, más suave [8].

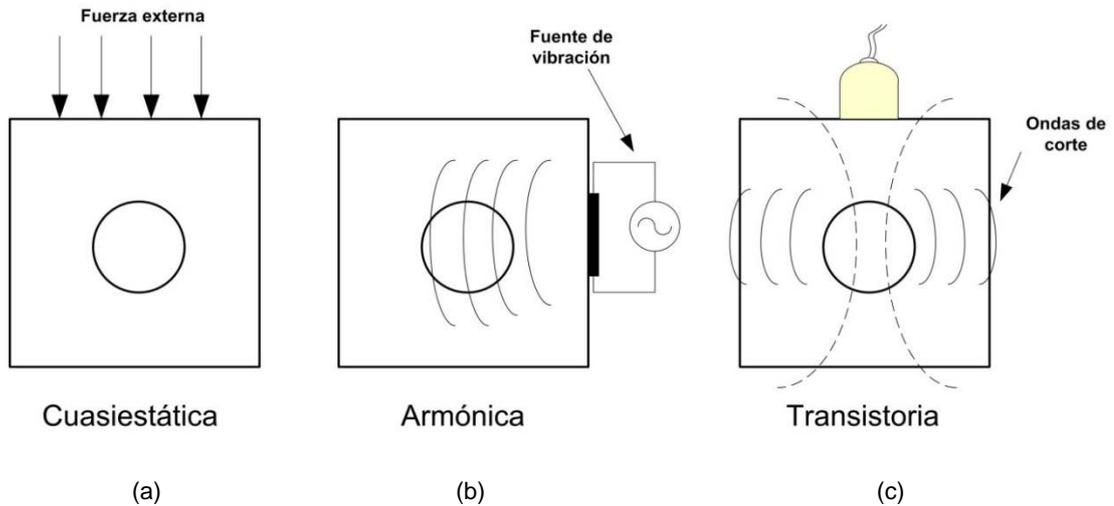


Figura 1. Representación de la clasificación de elastografía de acuerdo con la fuerza aplicada. (a) Cuasiestática, consiste en generar una compresión en el tejido, tomando imágenes antes y después de la compresión, (b) Armónica, generada por una fuente de vibración externa y (c) Transitoria, generada por pulsos de Fuerza de Radiación Acústica.

La elastografía se ha utilizado para la detección de cáncer de mama, de tiroides, de próstata, evaluación de ganglio linfáticos y otros tumores [9]. Además de apoyar a la ecografía, no causa problemas en la salud y no es costosa; por lo que, en el desarrollo de las diversas técnicas de elastografía, se busca obtener imágenes que indiquen el contorno y el área del tumor, para así, brindar información relevante al personal médico.

En efecto, podemos también clasificar las técnicas de elastografía por el tipo de información que brindan, dividiéndolas en técnicas cualitativas y cuantitativas. Entre las técnicas cualitativas tenemos: Compresión elastográfica, Impulso por Fuerza de Radiación Acústica (Acoustic Radiation Force Impulse, ARFI) y sonoelastografía. Sin embargo, éstas técnicas han sido superadas por las cuantitativas. En la tabla 1, se muestra un resumen de las técnicas cuantitativas más destacadas en elastografía y su aplicación clínica.

| Técnica | Aplicación Clínica | Condiciones | Referencia |
|-------------------------------|---|------------------|------------|
| SWEI | Músculo | Ex vivo | [10] |
| | Hígado | In vivo | [11] |
| | Próstata, | Ex vivo, in vivo | [12] |
| Sonoelastografía Cuantitativa | Ablación por radiofrecuencia de tumores hepáticos | In vitro | [13] |
| | Músculo esquelético humano | Ex vivo, in vivo | [14],[15] |
| | Próstata | In vitro | [16] |
| SSI | Caracterización de las arterias | In vivo | [17] |
| | Patologías corneales | Ex vivo, in vivo | [18] |
| | Hígado | In vivo | [19] |
| | Músculo | In vivo | [20] |
| | Mamas | In vivo | [21] |
| Vibroelastografía | Próstata | Ex vivo, in vivo | [22],[23] |
| | Mamas | In vivo | [24] |

Tabla 1. Resumen de aplicaciones típicas de técnicas elastográficas en órganos.

1.3. Técnicas Cuantitativas

Las técnicas cuantitativas reconstruyen el módulo de elasticidad de los datos de tensión y estiman una relación de presión [6]. Por otro lado, existen valores establecidos de módulo de elasticidad del tejido para la determinación de cáncer, los cuales pueden ser comparados con parámetros cuantitativos; es decir, que además de brindar una imagen con contraste, muestran parámetros cuantitativos que señalan en qué fase se encuentra el tumor. Entre las técnicas cuantitativas, tenemos: Elastografía por ondas de corte (Shear Wave Elasticity Imaging, SWEI), Sonoelastografía por interferencia de patrones (Crawling Wave), Imagenología por ondas de corte Supersónicas (Supersonic Shear Imaging, SSI) y Vibroelastografía.

1.3.1. Shear Wave Elasticity Imaging

Otra técnica que utiliza Fuerzas de Radiación Acústica es SWEI, inicialmente desarrollada por Sarvazyan. De la misma forma que ARFI, algunos elementos piezoeléctricos son configurados para emitir la FRA y otros miden desplazamiento, pero brindan información adicional cuantitativa. Esta técnica utiliza ondas de corte

inducidas por FRA centrada en un haz ultrasónico [25]. La compresión inducida en el tejido puede ser altamente localizada, ya que las ondas de corte inducidas son atenuadas por una región limitada cerca al centro del haz del ultrasonido [25]. La onda final que recibe el transductor es la propagación de las ondas de corte, las cuales tienen relación con la dureza del tejido. Para poder estimar la velocidad de las ondas de corte, el transductor debe medir la respuesta de al menos dos puntos; y mediante algoritmos, teniendo el desplazamiento y el tiempo, obtenemos la velocidad. Además, se necesita de un transductor capaz de capturar miles de imágenes de cuadros por segundo. Entonces, al reconstruir la onda de propagación de velocidad del tejido en la región desplazada de la región de excitación y aplicando algoritmos de correlación cruzada, se muestran imágenes en tiempo real a escala de colores y el módulo de elasticidad de región de interés en kilopascales. La Figura 2 muestra las ondas de corte emitidas por el transductor, las ondas de corte producidas en el medio y la captura de estas ondas por el transductor. SWEI ha sido usado para visualizar hígado, próstata, tiroides y seno con buenos resultados. Asimismo, la ventaja es que puede utilizar el mismo transductor para generar el desplazamiento del haz ultrasónico y la reconstrucción de las imágenes. Sin embargo, similar a ARFI, produce aumento de temperatura en el tejido.

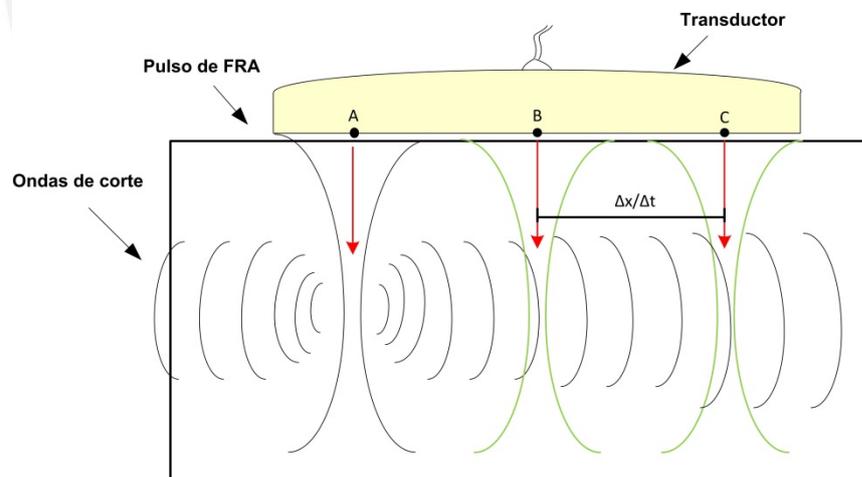


Figura 2. Representación de Elastografía por Shear Wave Elasticity Imaging. El transductor en el punto A emite pulsos, lo cual genera ondas de corte en el medio. El mismo transductor captura información de la onda de corte en los puntos A y B; para luego, mediante un algoritmo, estimar la velocidad ($\Delta x/\Delta t$) de esta onda y relacionarlo con la elasticidad del medio.

1.3.2. Sonoelastografía cuantitativa

En cuanto a Sonoelastografía cuantitativa, Wu et al. [26], desarrollaron la técnica basándose en sonoelastografía. Para ello, realizaron experimentos con maniqués, a los cuales les aplicaba vibraciones, mediante dos fuentes de vibración mecánicas en forma de barras colocadas en lados opuestos. Como se puede observar en la Figura 3, dos placas metálicas unidas a dos generadores de ondas son colocadas en las partes laterales del maniquí y el transductor sobre la superficie. Cada fuente genera ondas desfasadas entre sí, produciendo una interferencia de baja frecuencia, la cual es recibida por el transductor. Luego, mediante algoritmos de correlación, se puede visualizar esta interferencia como unas rayas propagándose lentamente de manera lateral [27], como se observa en la Figura 4. En el caso de un tejido sin protuberancia, se observará menor interferencia que uno que presente parte dura. Se ha aplicado en experimentos in vitro como en el músculo esquelético humano y en órganos extirpados como la próstata (ver Figura 5). A pesar de ser en tiempo real y de mejorar la relación señal a ruido, este método es confiable solo para experimentos ex vivo. Principalmente por el tamaño y ubicación de las fuentes, ya que existe dificultad al tratar de colocar las dos fuentes necesarias directamente al cuerpo humano.

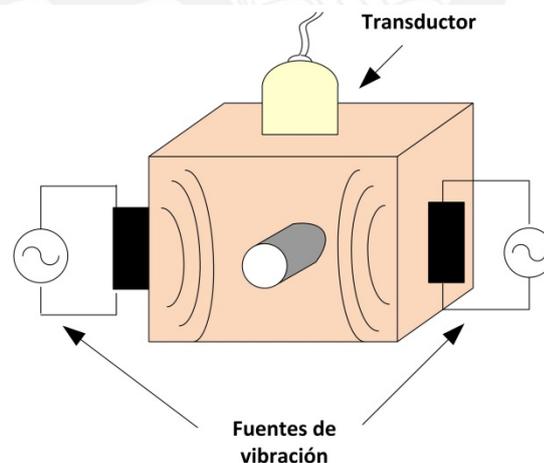


Figura 3. Representación de Elastografía por Sonoelastografía cuantitativa. Dos fuentes de vibración son conectadas a dos placas metálicas, las cuales son colocadas en las paredes laterales del maniquí. Luego, la interferencia de ambas ondas es capturada por el transductor.

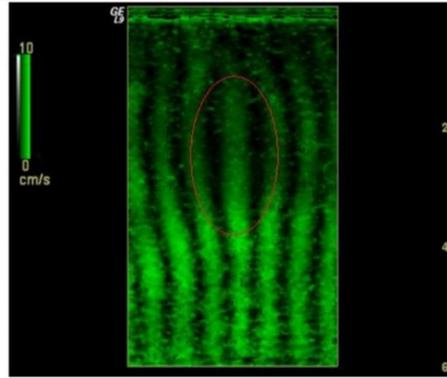


Figura 4. Imagen de la interferencia obtenida por Sonoelastografía cuantitativa de un maniquí. El círculo rojo muestra el área donde existe una mayor longitud de onda y por ende, una velocidad de corte alta.

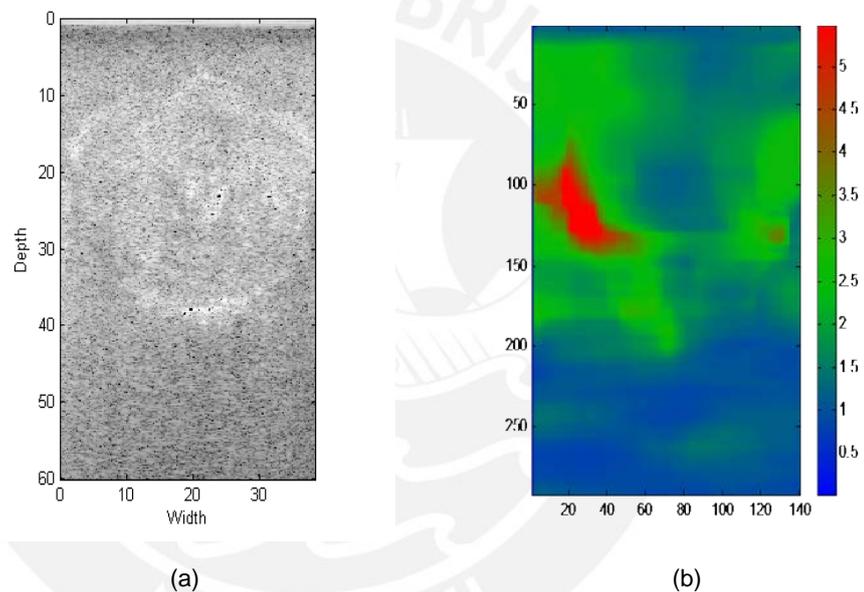


Figura 5. Imágenes obtenidas por Sonoelastografía cuantitativa de un estudio de próstata. (a) Imagen obtenida en modo B y (b) Imagen por Sonoelastografía cuantitativa de la estimación de la velocidad de onda de corte.

1.3.3. Supersonic Shear Imaging (SSI)

SSI, desarrollada por Bercoff, es una técnica basada en ultrasonido en tiempo real para la visualización de las propiedades viscoelásticas del tejido [28]. Su funcionamiento consiste en aplicar con el transductor varios haces ultrasónicos continuos en una misma región. Estos generarán pequeñas ondas de corte y formarán dos ondas planas como el cono de color naranja mostrado en la Figura. Al propagarse estas dentro del medio, son poco a poco distorsionadas por las inhomogeneidades del tejido [28]. Por ello, requiere de un escáner ultra rápido para

que realice ambas acciones: enviar haces ultrasónicos y mostrar la propagación de las ondas de corte resultantes. SSI es capaz de tener una estimación de la elasticidad del tejido en menos de 20 ms y ha sido usado para visualizar hígado y mamas (ver Figura 7).

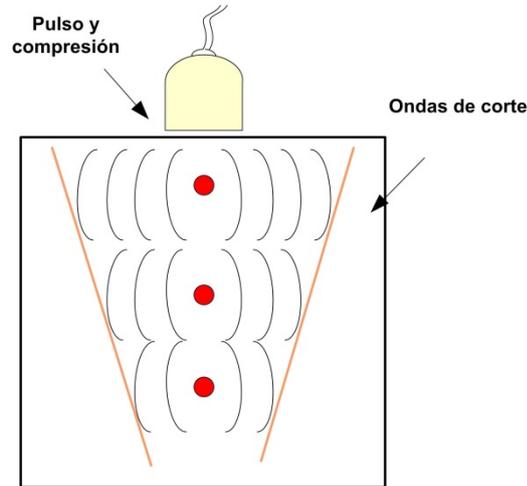


Figura 6. Representación de Elastografía por SSI. Los puntos rojos son los pulsos continuos enviados por el transductor que genera ondas de corte en forma de un cono (líneas de color naranja).

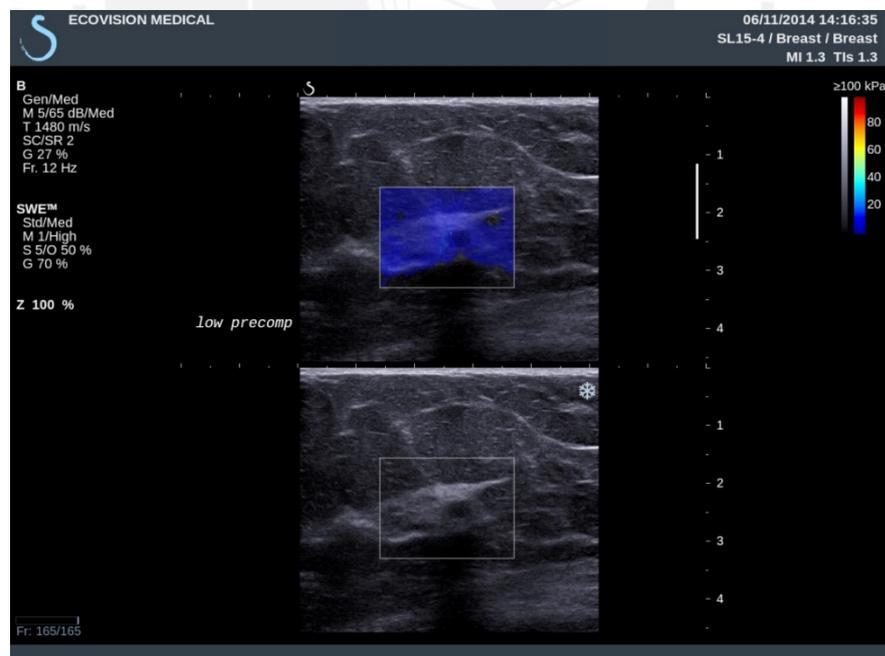


Figura 7. Imagen de elastografía por SSI. El nódulo presenta un valor bajo de elasticidad. Imagen cortesía de Hospicare S.A.C.

1.3.4. Vibro-elastografía

Las técnicas que utilizan vibración externa tienden a tener problemas al ser aplicadas en órganos in vivo por el hecho de cómo colocar las fuentes de excitación externa sobre el cuerpo humano. Sin embargo, Salcudean et al. [29] ha desarrollado la técnica de vibroelastografía, la cual consiste en el uso de un vibrador de multi-frecuencias acoplado al transductor para generar desplazamiento en los tejidos. En la Figura 8, se puede observar el transductor con los vibradores acoplados. Para poder generar los desplazamientos producidos por las vibraciones, se adquiere una secuencia de cuadros RF y se procesa el algoritmo de rastreo de espectros por medio de métodos de correlación cruzada [30]. Esto último se realiza para encontrar los desplazamientos de las partículas en el dominio del tiempo [31], los cuales al pasarlos en el dominio de la frecuencia, se obtienen fasores, que al utilizar el algoritmo de inversión de Estimación Local de Frecuencia se obtiene la elasticidad por píxel. Por un lado, las imágenes obtenidas de vibroelastografía son mejores que las generadas por las técnicas cuasiestáticas y permite mayor accesibilidad a la región de interés. Por otro lado, para el acople transductor-vibrador debe controlar las perturbaciones externas que no son generadas por los vibradores ni por el operario [32]. De modo que si se utiliza un vibrador liviano, este vibrará más; mientras que, uno pesado reduciría la perturbación pero produciría fatiga al operario. Por ello, se debe incluir al transductor un atenuador capaz de mantener al sistema estable ante cualquier tipo de perturbación (del operario, del tejido o de la fuente).

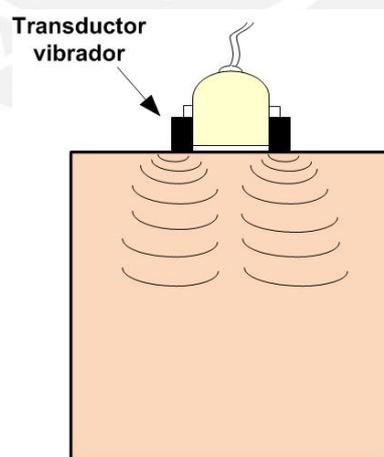


Figura 8. Representación de Elastografía por Vibroelastografía. El transductor emite vibraciones sobre la superficie y capta las ondas de corte.

1.4. Consideraciones

La sonoelastografía cuantitativa permite estimar la velocidad de corte- y por ende la elasticidad- como respuesta a vibraciones externas aplicadas al tejido. En particular, es una técnica investigada por el Laboratorio de Imágenes Médicas (LIM), ya que ha tenido diversas aplicaciones médicas en el ámbito científico, destacando por brindar mayor información.

Por ello, con el fin de mejorar la implementación, es necesario entender la dependencia de la técnica a la plataforma (ecógrafo) que se utiliza y evaluar la performance del algoritmo de estimación de velocidad de corte. Por otro lado, es relevante saber el comportamiento de la técnica al ser implementada a alta frecuencia, ya que no se ha realizado antes. De manera que, con los resultados obtenidos, se pueda ampliar el rango de frecuencias en el que la sonoelastografía se utiliza actualmente. En particular, el LIM aplicaría la técnica para evaluaciones superficiales futuras, como es el caso de la dermatología en el diagnóstico de Leishmaniasis cutánea.

1.5. Objetivos de la investigación

1.5.1. Objetivo General

Comparar el rendimiento tanto de sonoelastografía cuantitativa en los tres ecógrafos de investigación del Laboratorio de Imágenes Médicas (LIM) y de la elasticidad con los tres métodos de estimación de velocidad de corte, variando la frecuencia de vibración externa.

1.5.2. Objetivos Específicos

1. Implementar la técnica de sonoelastografía cuantitativa usando los diferentes equipos ultrasónicos del LIM.
2. Fabricar maniqués de simulación de tejidos a base de gelatina, validándolos experimentalmente.
3. Comparar tres estimadores de velocidad con maniqués homogéneos y heterogéneos, variando la frecuencia de excitación.

Capítulo 2: Sonoelastografía Cuantitativa y Ecógrafos de Investigación

2.1. Sonoelastografía Cuantitativa

La sonoelastografía cuantitativa es una técnica elastográfica propuesta por Wu et al [26]. Esta técnica consiste en aplicar dos ondas de vibración desfasadas ligeramente y opuestas entre sí sobre el tejido, lo cual genera un patrón de interferencia. Este patrón de interferencia, el cual es visualizado por el transductor, es proporcional a la velocidad de corte del tejido. Además, con esta velocidad de corte se puede estimar el módulo de elasticidad del tejido.

2.1.1. Patrón de interferencia y velocidad de corte

Para lograr obtener ondas de corte, Wu et al. [26] proponen generar una interferencia de ondas mediante la vibración externa de dos fuentes opuestas colocadas en los lados laterales, y el transductor en el medio de la muestra. Como el transductor es el que captura el movimiento de las partículas, el movimiento de estas está en la dirección y como se puede observar en la Figura 9.

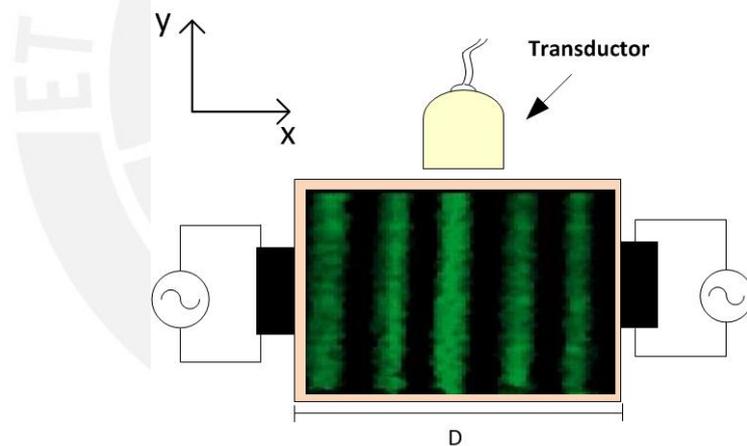


Figura 9. Patrón de interferencia al realizar sonoelastografía cuantitativa.

Asimismo, en un medio homogéneo, las ondas aplicadas pueden ser consideradas como ondas planas y el patrón de interferencia serán líneas paralelas como en la Figura 9. Entonces, las ondas de corte aplicadas a los laterales pueden ser expresadas como:

$$W_{derecha} = e^{-\alpha(x+\frac{D}{2})} \cdot e^{-i(k_1(x+\frac{D}{2})-w_1t)} \quad (1)$$

$$W_{izquierda} = e^{-\alpha(\frac{D}{2}-x)} \cdot e^{-i(k_2(\frac{D}{2}-x)-w_2t)} \quad (2)$$

Donde D es la distancia entre ambos vibradores, α es la atenuación en el medio, k_1

y k_2 son el número de ondas y w_1 y w_2 las frecuencias de vibración respectivamente. Al generar la interferencia, ambas ondas se superpondrán:

$$W_{derecha} + W_{izquierda} \quad (3)$$

El cuadrado de la señal de interferencia será:

$$|u(x, t)|^2 = (W_{derecha} + W_{izquierda}) \cdot (W_{derecha}^* + W_{izquierda}^*) \quad (4)$$

$$|u(x, t)|^2 = e^{(-\alpha D)} [e^{2\alpha x} + e^{-2\alpha x} + e^{2ikx} + e^{-2ikx}] \quad (5)$$

$$|u(x, t)|^2 = 2e^{(-\alpha D)} [\cosh(2\alpha x) + \cos(2kx + \Delta kx + \Delta wt)] \quad (6)$$

Observamos que la interferencia depende de un coseno y un coseno hiperbólico. Adicionalmente, si consideramos un medio con poca atenuación y el transductor en el centro, el término del coseno hiperbólico es prácticamente una constante. Asimismo, la frecuencia espacial de la interferencia de ondas es $2k$. De modo que, la interferencia espacial es la mitad de la longitud de onda de la onda de corte. Entonces, la velocidad de corte es [27]:

$$V_{corte} = f\lambda \quad (7)$$

Donde f es la frecuencia de la fuente de vibración y λ la distancia medida por el transductor. Además, se puede relacionar la velocidad de corte con el módulo de Yung con la siguiente expresión:

$$E = 3\rho(V_{corte})^2 \quad (8)$$

Donde ρ es la densidad.

Cabe resaltar que el patrón de interferencia no es estático, sino que tiende a moverse en dirección de la fuente de vibración con menor frecuencia.

Algoritmo de estimación de la amplitud

En la Figura 10, se muestra el diagrama de bloques del algoritmo para procesar imágenes de sonoelastografía luego de haber obtenido las imágenes del ultrasonido.

La información obtenida del escáner ultrasónico es data RF. En primer lugar, el

algoritmo debe leer esta data y realizar una demodulación en fase y cuadratura (IQ) a la data RF. La demodulación se realiza con la siguiente fórmula:

$$I(t) = M_{RF}(t) \cos(2\pi ft) \quad (9)$$

$$Q(t) = -M_{RF}(t) \sin(2\pi ft) \quad (10)$$

Donde $I(t)$ es la señal en fase, $Q(t)$ la señal en cuadratura desfasada 90° , M_{RF} la señal RF obtenida del ultrasonido y f la frecuencia de demodulación. Luego, la señal IQ pasa por un filtro de medianas para eliminar el ruido. Posteriormente, se debe eliminar la componente DC restando el promedio hallado en cada varianza. Este algoritmo genera el patrón de interferencia visualizado en el ecógrafo ultrasónico pero más nítido, ya que pasa por varios filtros. El resultado del procesamiento se muestra en la Figura 11, para un entorno homogéneo y un entorno con inclusión, para una frecuencia de 200 Hz y un Δf de 0.4 Hz. Sin embargo, al no dar un parámetro numérico, este resultado podría ser confundido por alguna perturbación o artefacto generado por los medios externos. De modo que, al no tener un parámetro cuantitativo, existe mucha incertidumbre.



Figura 10. Diagrama de bloques del algoritmo para generación de imágenes de sonoelastografía.

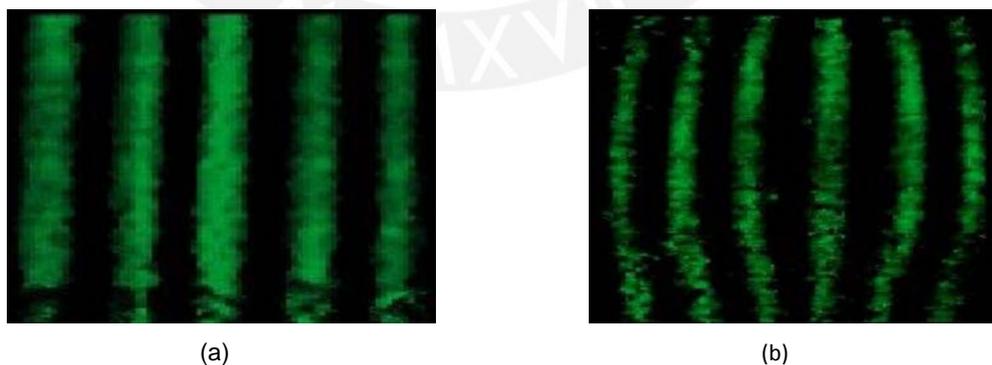


Figura 11. Imágenes del patrón de interferencia filtrado, luego de procesar el algoritmo de sonoelastografía (a) Para un entorno homogéneo y (b) para un entorno con inclusión.

2.2. Métodos de estimación de la velocidad de corte

La estimación de la velocidad de corte se realiza procesando las imágenes de la interferencia de ondas capturadas por el ultrasonido en el programa MATLAB. El algoritmo primero procesa las imágenes de sonoelastografía y luego estima la velocidad de corte. En esta parte se utilizan los datos del algoritmo de sonoelastografía luego de haberse filtrado el ruido, para generar una matriz de velocidad de corte.

2.2.1. Algoritmo de Fase derivativa

El diagrama de bloques del algoritmo propuesto por Partin et al. [33] para obtener las velocidades de corte en cada píxel se muestra en la Figura 12.

Primero, se analiza cada píxel de la imagen en el orden de distancia axial por distancia lateral por número de cuadros (Ver Figura 13). A cada píxel se le calcula la Transformada Rápida de Fourier (FFT), se analiza el resultado y se calcula la fase para cada FFT. Posteriormente, se deriva el resultado en cada punto y se estima la velocidad con la siguiente fórmula:

$$V_{corte} = \left| \frac{2\pi(2f_s + \Delta f_s)T_s}{\tan^{-1}\left\{\frac{Im[\hat{R}(1)]}{Re[\hat{R}(1)]}\right\}} \right| \quad (11)$$

Donde f_s es la frecuencia de vibración, Δf_s es la diferencia entre ambas fuentes de vibración, T_s es el periodo de muestreo en el espacio y $\hat{R}(1)$ es la función de autocorrelación de la señal.

Como resultado se puede obtener un mapa de velocidades de corte como los mostrados en la Figura 14. En la parte izquierda, se muestra para un entorno homogéneo y en la parte derecha, para un entorno con inclusión para una frecuencia de vibración de 200 Hz con un Δf_s de 0.4 Hz.

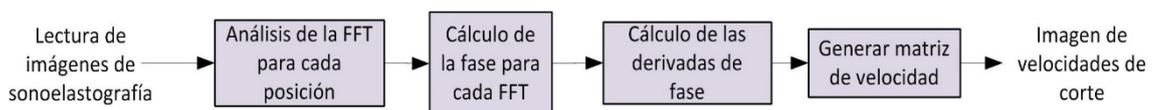


Figura 12. Diagrama de bloques del algoritmo para estimación de velocidad de corte.

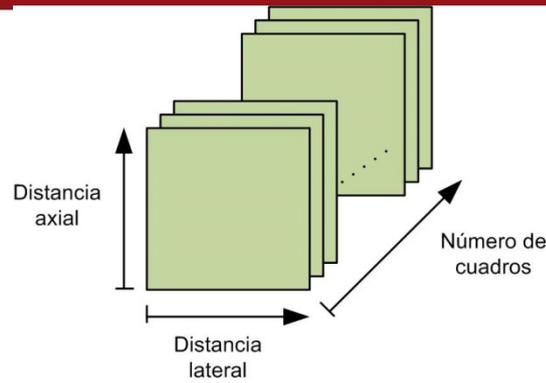


Figura 13. Esquema de distribución de píxeles.

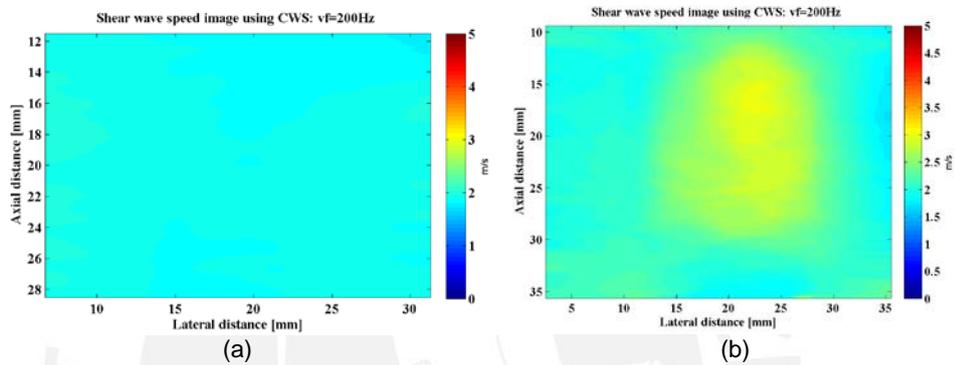


Figura 14. Imagen de mapa de velocidad de corte. (a) Para un entorno homogéneo y (b) para un entorno con inclusión.

2.2.2. Algoritmo de Auto-correlación Local

El algoritmo propuesto por Hoyt et al. [13] para estimar la velocidad de corte está basado en métodos de auto-correlación. La Figura 15 muestra el diagrama de bloques de este algoritmo. Primero, se establece una matriz $M \times N$, donde $M \times N$ indica el número de píxeles, esta matriz sirve para estimar la velocidad local. Luego, se leen los datos de la matriz de sonoelastografía y se calcula la transformada de Hilbert para cada valor. Considerando que los datos de sonoelastografía son [2]:

$$\hat{u}(m, n) = u(m, n) - j\check{u}(m, n) \tag{12}$$

Donde $\check{u}(m, n)$ es la Transformada discreta de Hilbert en una dimensión de $u(m, n)$. Asimismo, considerando que el patrón de interferencia se traslada en el eje n , la velocidad de corte puede ser estimada evaluando las fases de la función de autocorrelación de $\hat{u}(m, n)$ en $m' = 0$ y $n' = 1$. Siendo $\gamma(m', n')$ la función de auto-correlación, tendríamos:

$$\hat{\gamma}(m', n') = \sum_{m=0}^{M-m'-1} \sum_{n=0}^{N-n'-1} \hat{u} * (m, n) \hat{u}(m + m', n + n') \quad (13)$$

La velocidad de corte en n y m respectivamente, estarían dadas por:

$$\langle V_{corte} \rangle_n = \left| \frac{2\pi(2f_s + \Delta f_s)T_n}{\tan^{-1}\left\{\frac{Im[\hat{\gamma}(0,1)]}{Re[\hat{\gamma}(0,1)]}\right\}} \right| \quad (14)$$

$$\langle V_{corte} \rangle_m = \left| \frac{2\pi(2f_s + \Delta f_s)T_m}{\tan^{-1}\left\{\frac{Im[\hat{\gamma}(1,0)]}{Re[\hat{\gamma}(1,0)]}\right\}} \right| \quad (15)$$

Donde f_s es la frecuencia de vibración, Δf_s es la diferencia entre ambas fuentes de vibración, y T_n y T_m son la distribución espacial respectivamente.

Luego, por la relación geométrica entre $\langle V_{corte} \rangle_n$, $\langle V_{corte} \rangle_m$ y el ángulo θ , como se puede observar en la Figura 16, se puede definir:

$$\theta = \tan^{-1}\left(\frac{\langle V_{corte} \rangle_m}{\langle V_{corte} \rangle_n}\right) \quad (16)$$

Entonces, la velocidad de corte estimada en dos dimensiones, se define como:

$$V_{2D} = \langle V_{corte} \rangle_n \sin \theta \quad (17)$$

En la Figura 17, se muestra el resultado obtenido en [2] al aplicar auto-correlación local en el caso de un maníquí homogéneo y con inclusión.

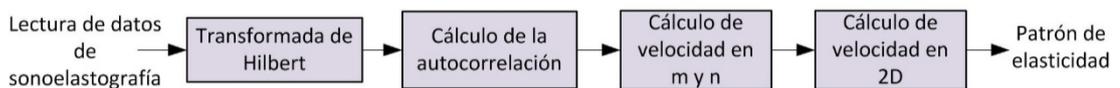


Figura 15. Diagrama de bloques de algoritmo de Auto-correlación local.

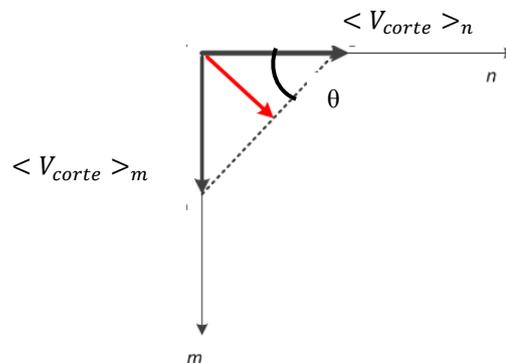


Figura 16. Representación de los vectores de velocidad de corte.

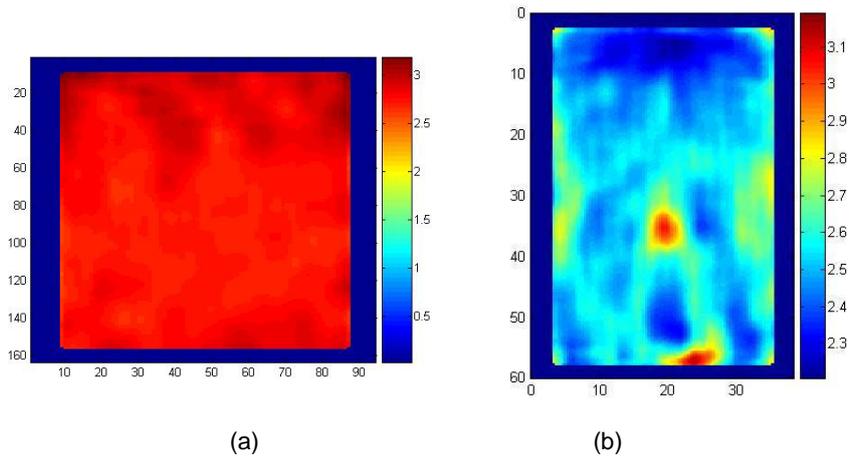


Figura 17. Estimación de la velocidad con el método de Auto-correlación local. (a) Maniquí homogéneo y (b) maniquí con inclusión. Extraído de [2].

2.2.3. Algoritmo de demodulación AM-FM

El modelo AM-FM representa las señales como la suma de cada uno de sus componentes en términos de amplitud y fase. La suma de cada componente está definida como:

$$u(x) = \sum_{i=0}^{N-1} a_i(x)e^{j\varphi_i(x)} \quad (17)$$

Donde cada componente AM-FM $u_i(x) = a_i(x)e^{j\varphi_i(x)}$ es una señal de banda angosta formada por una amplitud instantánea a_i , una fase instantánea φ_i y una frecuencia de modulación instantánea $\nabla\varphi_i$. Posteriormente, se separa cada señal en espacio espectral por medio de filtros multibanda. Finalmente, la velocidad de corte es estimada con el análisis de componente principal y la estimación de la frecuencia instantánea por medio del método discreto de aproximación de funciones de cuasi-autovalores. El diagrama de la Figura 18 resume este procesamiento y en la Figura 19 se muestra la estimación de velocidad en un caso homogéneo y con inclusión obtenido en [34].



Figura 18. Diagrama de bloques del algoritmo de demodulación AM-FM.

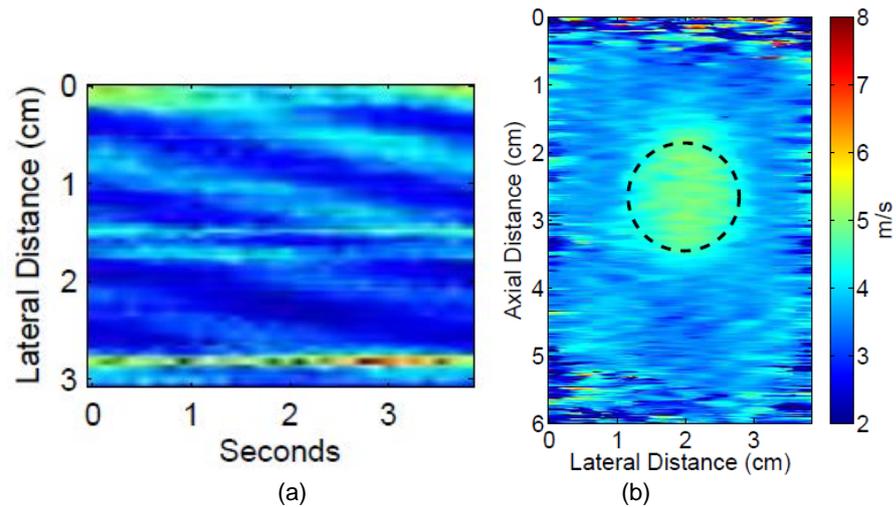


Figura 19. Estimación de la velocidad con el método AM-FM. (a) Maniquí homogéneo y (b) maniquí con inclusión. Extraído de [34].

2.3. Características de los escáneres de investigación

2.3.1. Sonix Touch

El ecógrafo Sonix Touch Q+ del Laboratorio de Imágenes Médicas tiene un sistema de proyección de imagen de alta resolución con avanzada tecnología para imágenes, lo cual hace que su funcionamiento sea rápido y eficiente. Opera con sistema operativo Windows XP embebido, en el cual tiene instalado el software para realizar la toma de imágenes. Además, cuenta con un monitor de alta resolución donde se pueden ver las imágenes capturadas por el transductor que corresponde a la proyección de imagen compuesta angular compensada de movimiento, la cual asegura la visualización de las imágenes en tiempo real y con alta resolución. Asimismo, cuenta con una pantalla táctil, que sirve de interfaz de usuario, en donde se configuran los parámetros y modos para poder obtener una buena imagen. Por un lado, los modos con los que cuenta el ecógrafo Sonix Touch son: modo B, modo color Doppler, modo Power Doppler, modo M. Por otro lado, los parámetros por ajustar son *PRF*, *Ensemble* y profundidad.



Figura 20. Equipo Sonix Touch Q+. Extraído de [35]

2.3.2. Verasonics

El ecógrafo Verasonics del Laboratorio de Imágenes Médicas es un equipo diseñado solo para investigación debido a su complejidad de uso. Para procesar los datos del ultrasonido y generar imágenes usa técnicas de procesamiento orientadas a píxeles. Además, funciona con su propio sistema operativo para capturar la data por medio de una computadora de escritorio con MATLAB y el software de Verasonics. Cada paquete de datos es capturado por el transductor y es enviado a la computadora por medio del bus PCI-express para el procesamiento. Una de las principales ventajas es que es el único equipo que puede capturar datos y transferirlos sobre los 10 KHz, procesarlos y mostrarlos en tiempo real, lo cual permite al usuario manipularlos paralelamente. Por otro lado, está sujeto a las capacidades de procesamiento de la computadora host



Figura 21. Equipo Verasonics. Extraído de [36]

2.3.3. Visual Sonics

El ecógrafo Visual Sonics Vevo 2100 del Laboratorio de Imágenes Médicas tiene una resolución superior a los dos ecógrafos mencionados anteriormente. Este equipo ha superado el rango de frecuencias que se han utilizado anteriormente en el arreglo de los transductores. Utiliza transductores MicroScan, los cuales son los primeros de arreglo lineal de ultra-alta frecuencia (12.5 MHz a 45 MHz), diseñados con el propósito de investigación de las frecuencias de los animales. Estos transductores proveen una mayor cantidad de cuadros por segundo, mejor contraste, excelente resolución y un campo de visión más amplio. El equipo cuenta con su propio sistema operativo, el cual inicializa automáticamente la toma de imágenes; con un panel de control que facilita el uso del usuario y un monitor LCD de 24", donde se visualizan las imágenes en el modo seleccionado. Vevo 2100 cuenta con varios modos de adquisición de imágenes, tales como: modo B, modo M, modo PW (Pulse Wave) Doppler, modo Color Doppler, modo 3D, modo Power Doppler y modo de contraste.



Figura 22. Equipo Vevo 2100. Extraído de [37]

Capítulo 3: Metodología Experimental

En el presente capítulo, se desarrollará la parte experimental de la técnica de sonoelastografía cuantitativa. Para ello, primero se explicará la preparación de los maniqués de experimentación. Posteriormente, la configuración del experimento, indicando los equipos y conexiones necesarias. Asimismo, se describirá la realización del experimento con cada ecógrafo ultrasónico. Finalmente, se explicará el método de tiempo de vuelo (Time of Flight) para la validación de las velocidades en los maniqués.

3.1. Preparación de los Maniqués de experimentación

Los experimentos se realizarán usando maniqués fabricados en el Laboratorio de Imágenes Médicas. Se elaborarán dos tipos de maniqués: homogéneo y con inclusión, variando su concentración. La preparación se basa en la siguiente fórmula, basándose en [38]:

$$G = \frac{x}{1-x} H \quad (18)$$

$$NaCl = 0.009H \quad C = 0.02H \quad C' = 0.02H$$

En donde x expresa la concentración deseada, H indica la cantidad el agua destilada en mL, G representa la cantidad gelatina comercial con sabor, $NaCl$ representa cantidad de la sal de mesa, C representa la cantidad de maicena y C' representa la cantidad de gelatina sin sabor comercial, todo expresado en gramos.

Para realizar los experimentos, se utilizará un molde de 14x14x8 cm, con una capacidad de 1.25 lt. Las concentraciones de los maniqués homogéneos que se prepararán son de 10%, 15% y 20%, cuyas cantidades correspondientes se detallan en la tabla 2. Es importante resaltar que para la simulación de una inclusión, se agregará en una zona, una concentración mayor a la del entorno. Para los maniqués no homogéneos, se utilizará de fondo las concentraciones ya mencionadas y las inclusiones serán con concentraciones de 13%, 18% y 23%, respectivamente, cuyas cantidades son detalladas en la tabla 3.

Además, para la realización del experimento de tiempo de vuelo, se prepararán maniqués de la inclusión (tabla 4).

| Maniquí Homogéneo | | |
|---|---|---|
| X = 10% | X = 15% | X = 20% |
| H = 800mL NaCl = 7.2g C' = 16g C = 16g G = 177.8g | H = 800mL NaCl = 7.2g C' = 16g C = 16g G = 282.4g | H = 800mL NaCl = 7.2g C' = 16g C = 16g G = 400g |

Tabla 2. Cantidades necesarias para la preparación de maniqués homogéneos de acuerdo con su concentración.

| Inclusión en un entorno homogéneo | | |
|--|--|--|
| X = 13% | X = 18% | X = 23% |
| H = 80mL NaCl = 0.72g C' = 1.6g C = 1.6g G = 23.9g | H = 80mL NaCl = 0.72g C' = 1.6g C = 1.6g G = 35.1g | H = 80mL NaCl = 0.72g C' = 1.6g C = 1.6g G = 47.8g |

Tabla 3. Cantidades necesarias para la preparación de la inclusión del maniquí de acuerdo con su concentración.

| Maniquí de la inclusión | | |
|---|---|---|
| X = 13% | X = 18% | X = 23% |
| H = 800mL NaCl = 7.2g C' = 16g C = 16g G = 239.1g | H = 800mL NaCl = 7.2g C' = 16g C = 16g G = 351.2g | H = 800mL NaCl = 7.2g C' = 16g C = 16g G = 477.9g |

Tabla 4. Cantidades necesarias para la preparación del maniquí de la inclusión de acuerdo con su concentración.

A continuación, una breve explicación del procedimiento que se seguirá para la fabricación de maniqués:

- 1) Hervir 750mL de agua. Añadir lentamente 700mL de agua hirviendo a la gelatina con sabor en un envase y en otro verter los 50mL restantes, a la gelatina sin sabor. Posteriormente, mezclar bien ambos por separado.
- 2) Añadir los 50mL de agua restante, de lo establecido según la fórmula, a la maicena y a la sal de mesa. Luego, mezclar ambos.
- 3) Verter todos los ingredientes a la mezcla de gelatina con sabor, sin dejar grumos, con la ayuda de una varilla de agitación magnética. Luego, hacer hervir nuevamente la mezcla para que esta no se separe y quede homogénea.
- 4) Cubrir el envase con glicerina, para luego poder retirar la muestra.

- 5) Asegurarse de que no se formen burbujas de aire y retirar grumos si los hubiera.
- 6) Finalmente, cuando la mezcla se enfríe, verterla en el molde y dejarla en el refrigerador unas 24 horas como mínimo.

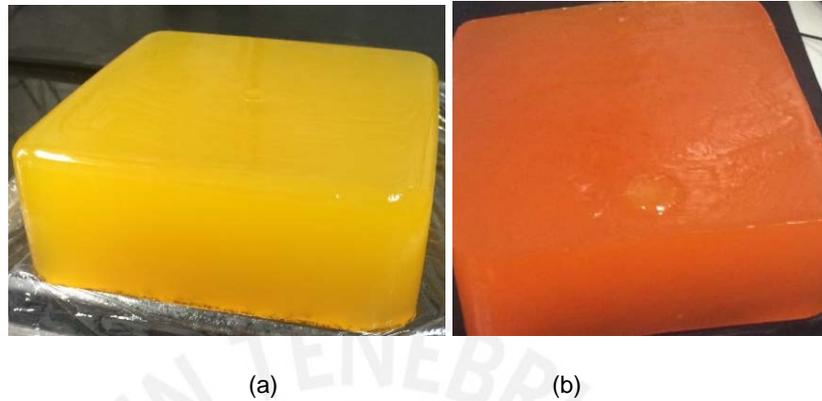


Figura 23. Maniqués de experimentación. (a) Maniquí homogéneo. (b) Maniquí con inclusión.

3.2. Experimento de Sonoelastografía Cuantitativa

3.2.1. Metodología

Los experimentos se realizarán en el Laboratorio de Imágenes Médicas, en donde se encuentran los ecógrafos de investigación. A continuación, la lista de materiales que se emplearán para realizar los experimentos.

Materiales empleados para los experimentos

- Ecógrafo Sonix Touch Q+
- Ecógrafo Verasonics
- Ecógrafo Visualsonics VEVO 2100
- Generador de ondas
- Amplificador A-X500
- Soporte universal y base de metal
- 02 Vibradores Mini Shaker type 4810
- Gel ultrasónico Ecogel100
- Software MATLAB R2013b
- Computadora portátil Sony VAIO
- Termómetro

La Figura 24 muestra el esquema y las conexiones para realizar el experimento de sonoelastografía cuantitativa. Como se puede observar, el transductor es colocado en medio del maniquí y es sujetado por un soporte metálico. Para lograr visualizar imágenes en el ecógrafo ultrasónico se debe realizar el acople transductor-maniquí utilizando el gel ultrasónico. Asimismo, los vibradores son colocados en los laterales del maniquí; mientras que, las frecuencias aplicadas a los vibradores y la amplitud son configuradas en el generador de ondas. Finalmente, las señales resultantes del generador de ondas van hacia un amplificador y de este hacia los vibradores.

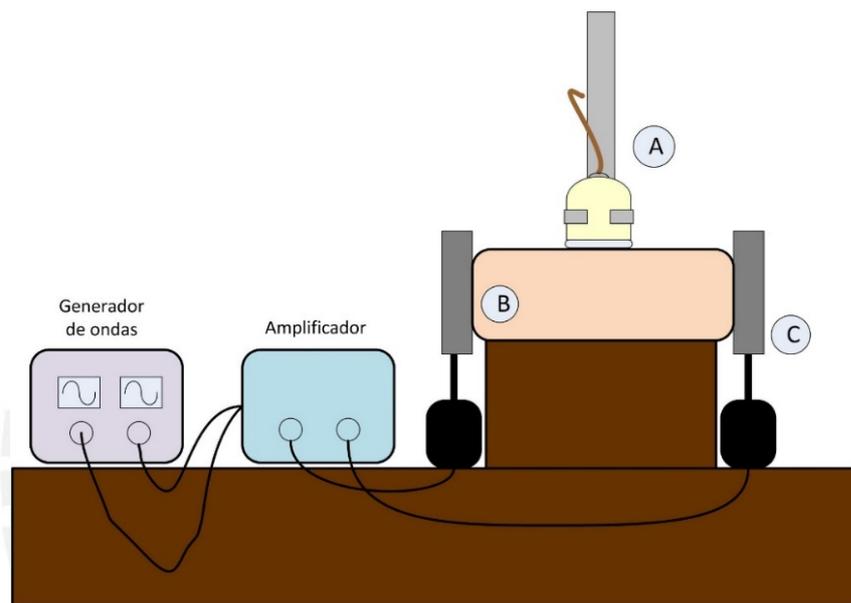


Figura 24. Esquema experimental para sonoelastografía cuantitativa. (A) El transductor es acoplado al maniquí con el gel ultrasónico y registra los datos de radiofrecuencia de los ecos emitidos y recibidos. (B) El maniquí elaborado en el laboratorio. (C) Los vibradores son acoplados en los lados del maniquí, cuyas frecuencias de vibración son configuradas en el generador de onda y la amplitud de esta es aumentada por el amplificador.

El experimento se realizará variando la frecuencia de los vibradores de 50 en 50 Hz, con una desfase de 0.4 Hz entre ambos. La temperatura interna de los maniqués estará entre 15-20 °C.

El diagrama de flujo del procedimiento para la adquisición de imágenes de sonoelastografía cuantitativa con los diferentes escáneres de investigación se muestra en la Figura 27. Primero, se debe configurar las frecuencias de vibración en el generador de ondas. Paralelamente, se debe configurar el ecógrafo en modo Power Doppler. Antes de aplicar las frecuencias de vibración al maniquí, se debe

verificar el ruido que puede captar el transductor; para ello, se apagan ambos canales del generador de ondas y se disminuye la ganancia del ecógrafo hasta visualizar una imagen completamente negra. Posteriormente, se configura la onda emitida por cada canal del generador de ondas por separado; esto consiste en encender un canal del generador de ondas y variar la amplitud de la onda emitida hasta visualizar en el ecógrafo un foco triangular como se muestra en la Figura 25.

Asimismo, para un correcto muestreo de la imagen en el ecógrafo, se debe configurar la Frecuencia de Repetición de Pulso (*PRF*), la cual debe cumplir con el criterio de Nyquist, siendo al menos dos veces mayor a la frecuencia de vibración del generador de ondas. Igualmente, se debe configurar el *ensemble*, el cual determina cuantos pulsos son transmitidos por cada línea, mejorando la relación señal a ruido. Luego, de configurar un vibrador, se procede a realizar lo mismo con el otro vibrador. Cabe resaltar que los parámetros de la *PRF* y el *ensemble*, son los mismos, por lo que solo se debe variar la amplitud del generador de ondas.

Posteriormente, una vez configurados los dos vibradores, se encienden ambos canales del generador de ondas para visualizar el patrón de interferencia (ver Figura 26, 28.a y 29). Finalmente, se procede a guardar los datos para cada ecógrafo respectivamente.

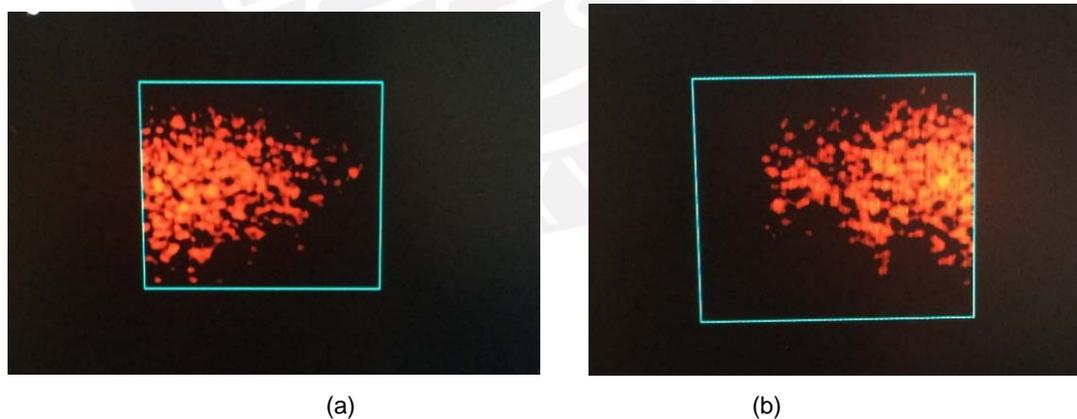


Figura 25. Visualización de una fuente de vibración por separado. (a) Fuente colocada al lado izquierdo del maniquí y (b) fuente colocada al lado derecho del maniquí.

Adicionalmente, se inicia la configuración de los parámetros del ecógrafo, tanto del *PRF* y del *Ensemble*. El valor del *PRF* debe ser dos veces mayor o igual a la frecuencia de vibración externa aplicada y el valor del *Ensemble* establecido debe

permitir observar una imagen continua. Luego de haber configurado las dos fuentes por separado, se encienden ambas y se visualizará el patrón de interferencia (Figura 26). Finalmente, se guardan los datos.

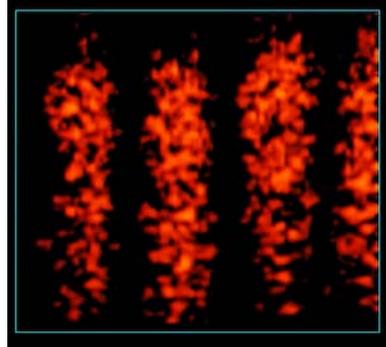
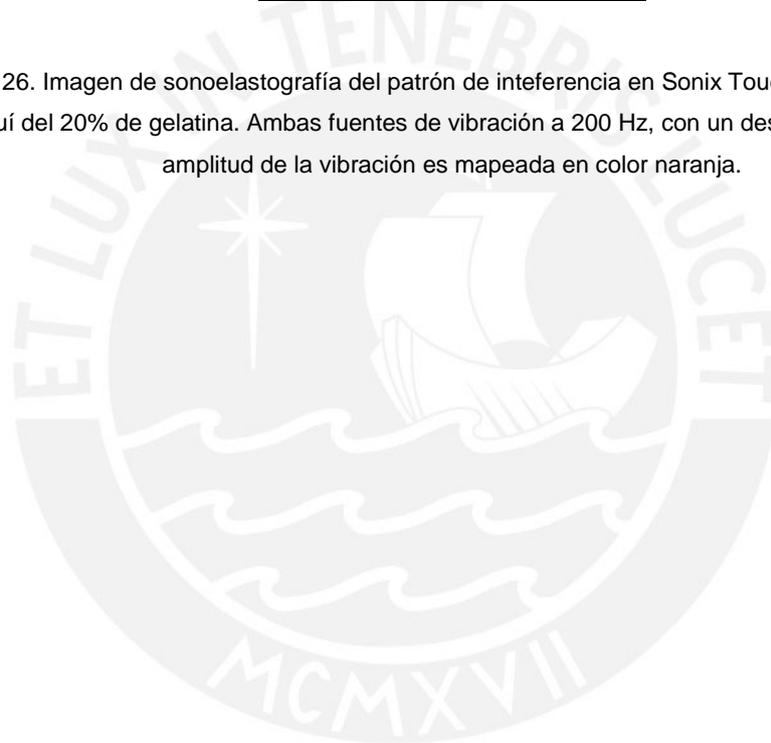


Figura 26. Imagen de sonoelastografía del patrón de interferencia en Sonix Touch. El medio fue un maniquí del 20% de gelatina. Ambas fuentes de vibración a 200 Hz, con un desfase de 0.4 Hz. La amplitud de la vibración es mapeada en color naranja.



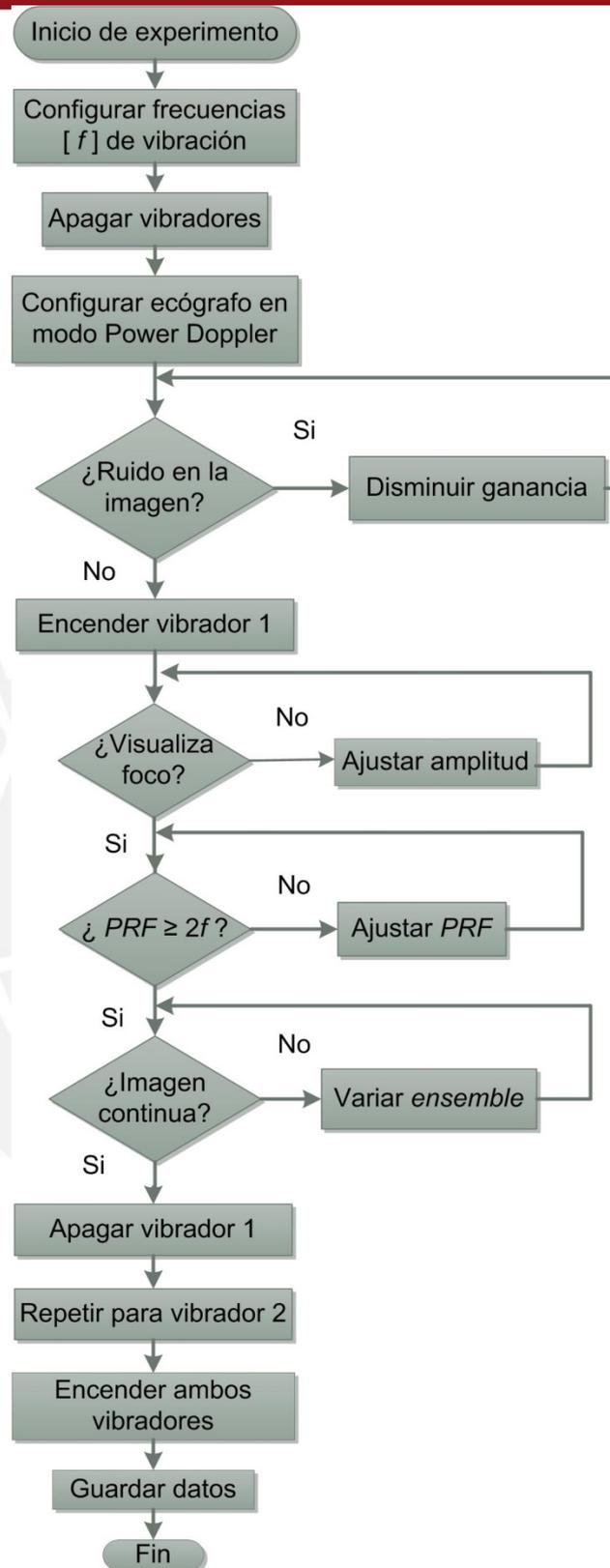


Figura 27. Diagrama de bloques para la visualización sonoelastografía cuantitativa. La variación del parámetro *PRF* y *Ensemble* varía en cada ecógrafo de investigación.

3.3. Procedimiento de toma de datos en los ecógrafos de investigación

La toma de datos en cada ecógrafo se diferencia en las diversas opciones que brinda cada uno al momento de configurar en modo Power Doppler. Si bien es cierto, el procedimiento para visualizar el patrón de interferencia es el mismo, existen otros parámetros particulares de cada ecógrafo que se deben considerar.

Toma de datos en Sonix Touch

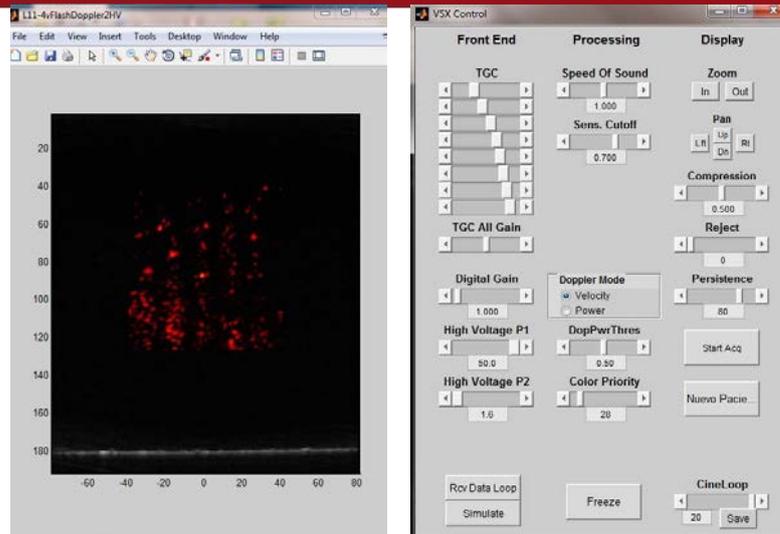
La configuración de los parámetros en el ecógrafo Sonix Touch se realiza por medio de una pantalla táctil. Los parámetros a variar son: *PRF*, *Ensemble* y *Gain*. A continuación, se detallan sus funciones y rangos respectivos:

| Parámetro | Función | Rango |
|------------------------|---|--------------|
| PRF | Frecuencia de repetición de impulsos. | 0.2 a 10 KHz |
| Ensemble | Mejora la resolución de la señal. | 6 a 16 |
| Doppler Gain(%) | Modula potencia con la que la señal regresa la superficie del transductor | 0 a 100% |

Tabla 5. Parámetros a utilizar en el ModoDoppler en Sonix Touch.

Toma de datos en Verasonics

La toma de datos en Verasonics se realiza por medio de la interfaz de Matlab. Primero, se carga el archivo .mat con el programa que realiza la transmisión y recepción de datos. Para ejecutar este programa, se debe abrir el programa VSX (VerasonicsScriptExecution) dentro de la interfaz de Matlab, el cual preguntará por el nombre del archivo .mat que se quiera ejecutar. Posteriormente aparecerá la ventana VSX Control (Figura 28.b), la cual permite configurar los parámetros de ganancia y grabar la toma, y la ventana de visualización de la imagen (Figura 28.a). Cabe resaltar que tanto el *PRF* y el *Ensemble* son configurados en el código a ejecutar en Matlab.



(a)

(b)

Figura 28. (a) Imagen del patrón de interferencia en Verasonics. (b) Ventana de control de ganancia de Verasonics.

Toma de datos en Visualsonics

Similar a SonixTouch, Visualsonics tiene una interfaz sencilla de configurar. Los parámetros a variar desde el panel del control se muestran en la tabla 6. Por otro lado, un ejemplo del patrón de interferencia que se obtuvo al realizar el experimento, se visualiza en la Figura 29.

| Parámetro | Función | Rango |
|------------------|---|------------|
| Frequency | Frecuencia en la emisión y recepción de pulsos ultrasónicos. | 1 a 30 KHz |
| Sensitivity | Mejora la resolución de la señal. | 1 a 5 |
| Doppler Gain(dB) | Modula potencia con la que la señal regresa la superficie del transductor | 0 a 60dB |

Tabla 6. Parámetros a utilizar en el ModoDoppler en Visualsonics.

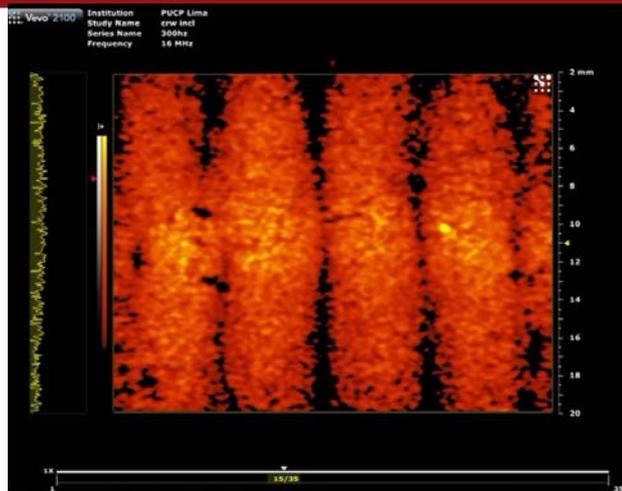


Figura 29. Imagen del patrón de interferencia en ecógrafo Visualsonics. Frecuencia de vibración de 300 Hz y maniquí del 10% de gelatina.

3.4. Procedimiento de extracción de datos en los ecógrafos de investigación

La forma de extracción de datos varía en cada ecógrafo, debido a que está sujeta a las características mismas del fabricante. A continuación se detalla la forma de adquisición de datos para cada ecógrafo de investigación.

Extracción de datos en Sonix Touch

Las extensiones de los archivos extraídos del ecógrafo Sonix Touch son: xx.avi, xx.rf y xx.crf. La extensión xx.avi contiene el video de la data adquirida del ecógrafo, el archivo xx.rf incluye la data en crudo que adquiere el ecógrafo, la cual es la señal resultante de la formación del haz (beamforming) y la extensión xx.crf contiene los mismos datos que la data RF, pero en el modo color doppler.

Para realizar el procesamiento de imágenes, se debe hacer la demodulación IQ a la data .CRF adquirida. La demodulación IQ (en fase y cuadratura) consiste en desfasar la señal en 90° , lo cual facilita el procesamiento.

Extracción de datos en Verasonics

La data extraída del equipo Verasonics es un archivo con terminación xx.mat de la interfaz de MATLAB, el cual contiene data IQ de cada cuadro en una matriz tridimensional, la cual está formada por el número de muestras, el número de líneas y el *Ensemble*. Para realizar el procesamiento, se deben juntar todos los cuadros

para formar una matriz 4D. Los valores del *PRF* y del *Ensemble* son configurados directamente en el código de MATLAB para procesar el modo Power Doppler. Estos son extraídos manualmente y agregados al código para la estimación de la velocidad de corte.

Extracción de datos en VisualSonics

El VisualSonics ofrece una variedad de tipos de archivos que tienen diferentes aplicaciones. Específicamente, en el modo de Power Doppler, el VisualSonics proporciona la data con demodulación IQ, cuya extensión es propiamente xx.iq; esta incluye las extensiones: xx.iq.bmode, xx.iq.color, xx.iq.event, xx.iq.physio y xx.iq.xml. Para el procesamiento de sonoelastografía cuantitativa, se usaron las extensiones xx.iq.color y xx.iq.xml. El primer archivo contiene la data IQ, la cual es procesada por una función propiamente del fabricante en MATLAB, que genera una matriz número de muestras \times (número de líneas \times número de Ensemble) del módulo de la fase y cuadratura. Para realizar el procesamiento con el algoritmo de sonoelastografía, se debió formar una matriz del número de muestras \times número de Ensemble \times número de líneas \times número de cuadros, el cual es separado en su parte real e imaginaria. Por otro lado, el segundo archivo contiene los parámetros del ecógrafo tales como el número de cuadros, el valor del *PRF*, el *Ensemble*, etc.

3.3. Validación de la velocidad de corte por el método de tiempo de vuelo (Time of Flight)

Luego de obtener las velocidades de corte con el procesamiento del algoritmo explicado previamente, se debe validar que dicha velocidad estimada sea la correcta, de acuerdo con los factores externos y al medio de transmisión del transductor (maniquí). Para dicha validación, se realizó el experimento mostrado en la Figura 29 con maniqués homogéneos de concentraciones de 10%, 15% y 20%, y maniqués de la inclusión con concentraciones de 13%, 18% y 23%. Se generó la vibración utilizando el generador de ondas, al cual se le configuró para enviar un pulso por ambos canales. La Figura 30 muestra las conexiones para la realización de este experimento. Uno de los canales del generador fue conectado al amplificador, el cual fue directamente conectado a uno de los vibradores; mientras que, el otro canal fue conectado a uno de los canales del osciloscopio. El otro vibrador fue conectado al osciloscopio. De modo que, al enviar un pulso por medio

de uno de los vibradores, el otro vibrador recibe dicho pulso y este es visualizado en el osciloscopio.

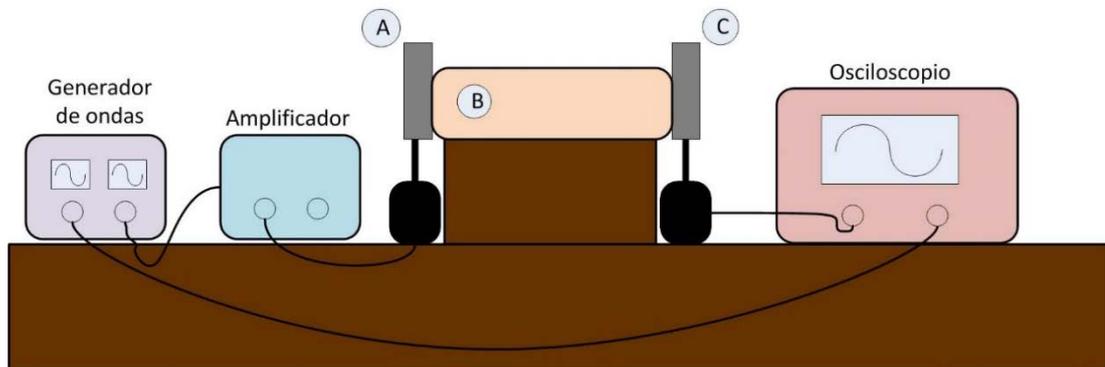


Figura 30. Esquema de experimento de Tiempo de vuelo. (A) el vibrador que emite un pulso, es conectado al amplificador, el cual recibe la señal de uno de los canales del generador de ondas. (B) el maniquí homogéneo, con concentraciones de 10%, 15% y 20%, y el maniquí de la inclusión con concentraciones de 13%, 18% y 23%. (C) el vibrador que recibe el pulso es conectado al osciloscopio, al igual que un canal del generador de ondas.

Utilizando los cursores del osciloscopio, se midió el tiempo que tarda en llegar el pulso de un extremo al otro. Asimismo, se midió la distancia del maniquí. Teniendo la distancia y el tiempo, se calculó la velocidad en ambos medios. La Figura 31 muestra el pulso enviado (color amarillo) y el pulso recibido (onda azul) para un maniquí con concentración del 10% de gelatina.

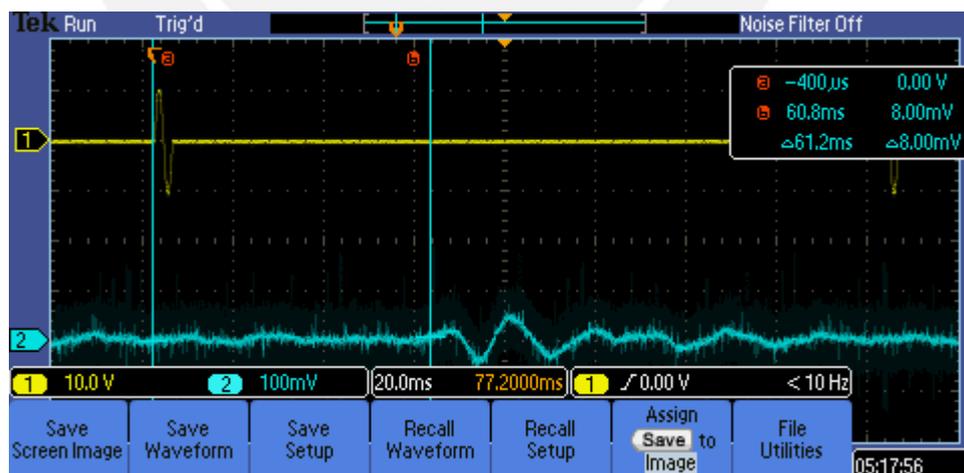


Figura 31. Visualización del osciloscopio del pulso emitido (señal de color amarillo) y recibido (señal de color azul).

Capítulo 4: Resultados y Discusión

4.1. Resultados del experimento de tiempo de vuelo

Se realizó el experimento de tiempo de vuelo para las seis concentraciones de gelatina preparadas. En la Figura 32, se muestra un ejemplo de lo obtenido del osciloscopio, la señal de un ciclo de 200 Hz (Canal 1) transmitida en un maniquí con concentración del 18% y el lapso de tiempo que tarda en viajar sobre toda la superficie fue de 45,89 ms (Canal 2). La velocidad de corte calculada fue de 2.77 m/s. Se realizó el mismo procedimiento para las otras 5 concentraciones, la Figura 33 muestra las velocidades obtenidas con el experimento del tiempo de vuelo para cada concentración.

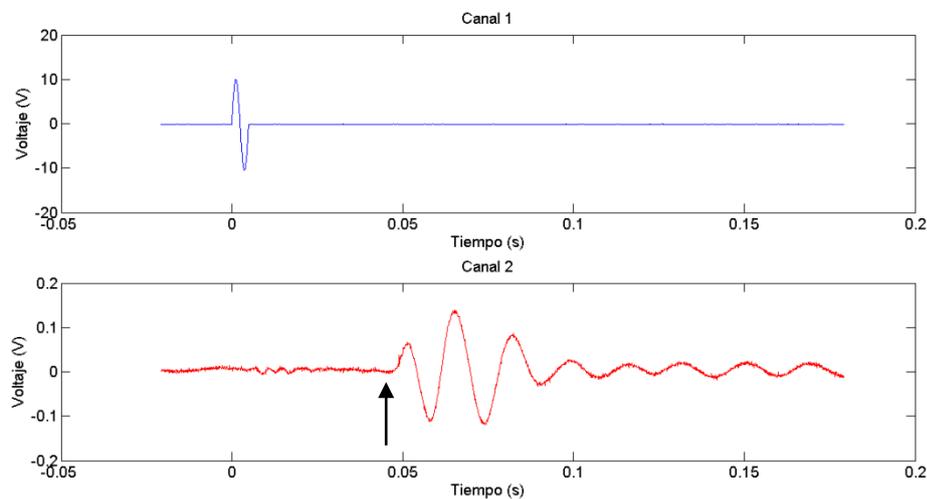


Figura 32. Ejemplo de la onda de corte obtenida con experimento de tiempo de vuelo. Canal 1: la señal transmitida y Canal 2: la señal recibida por el otro extremo del maniquí. La flecha de color negro muestra el lapso de tiempo.

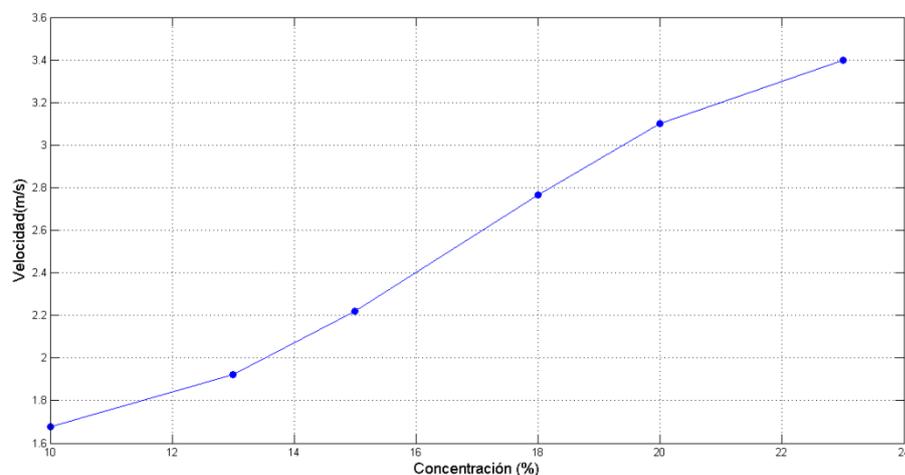


Figura 33. Velocidades obtenidas del experimento de tiempo de vuelo.

4.2. Procesamiento de Sonoelastografía y estimación de velocidad para los diferentes ecógrafos de investigación

El procesamiento de sonoelastografía cuantitativa para la data adquirida del ecógrafo Sonix Touch está ya implementado en el LIM. Sin embargo, el procesamiento para el ecógrafo Visualsonics y Verasonics recién se ha implementado en el presente trabajo. A continuación, se describen los resultados obtenidos del procesamiento de los datos para cada ecógrafo de investigación respectivamente.

4.2.1. Procesamiento de sonoelastografía y estimación de la velocidad de corte con el ecógrafo Visualsonics

Como se mencionó previamente, los datos obtenidos de este ecógrafo son datos IQ. La data se adquirió utilizando el transductor MicroScan MS250, cuyo rango de frecuencias de transmisión es de 13-24 MHz. En particular, en el modo Power Doppler, esta frecuencia puede ser configurada a 16 MHz o a 21 MHz. Cabe resaltar que, a medida que este parámetro aumenta, la resolución de la imagen también.

Los experimentos se realizaron a ambas frecuencias de transmisión para maniqués homogéneos. Para procesar la data IQ y obtener la data de sonoelastografía, se utilizaron todos los filtros de pared definidos en [2], y se obtuvo como mejor resultado el filtro de pared pasa altos para frecuencias de vibración externa mayores a 400 Hz, mientras que para frecuencias de vibraciones menores, el filtro de pared pasa bajos. Esto se pudo observar en el análisis en frecuencia aplicando la transformada de Fourier a la señal, ya que si no se escogía el filtro de pared apropiado, la señal era recortada y se perdía información de esta, generando errores en el procesamiento posterior.

La Figura 34 muestra la imagen obtenida de sonoelastografía para una frecuencia de transmisión de 21 MHz, maniquí del 20% de gelatina, a una frecuencia de vibración de 150 Hz y utilizando en el procesamiento un filtro de pared pasa bajos. Las líneas color verde representan el patrón de interferencia al aplicar las frecuencias desfasadas a lo largo de los cuadros.

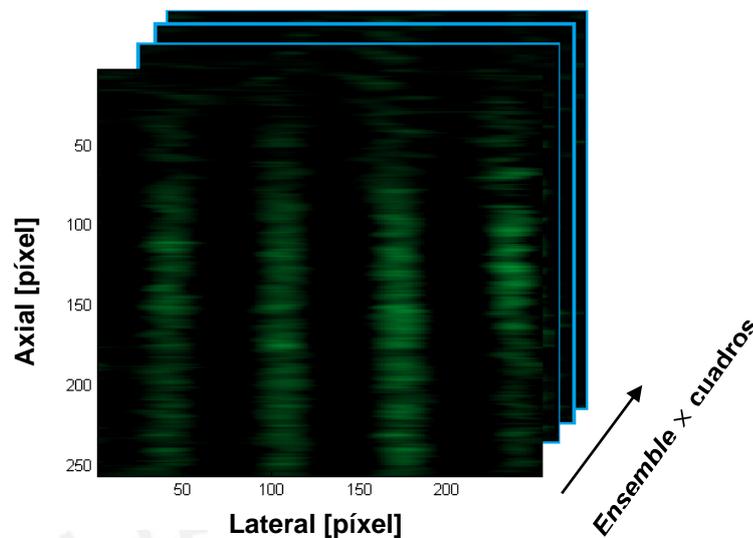


Figura 34. Imagen de sonoelastografía a una frecuencia de transmisión de 21 MHz de un maniquí homogéneo del 20% de concentración de gelatina excitado a una frecuencia de 150 Hz, con desfase de 0.4 Hz.

Cabe señalar que la frecuencia de transmisión del transductor influye fuertemente en la adquisición de datos, ya que a mayor frecuencia de transmisión se necesita una señal con mayor amplitud, lo cual también genera ruido en la imagen. Inicialmente, los experimentos se realizaron con los maniqués a base de gelatina preparados en el LIM, utilizando una frecuencia de transmisión de 21 MHz, de donde se obtuvieron imágenes con mucho ruido, sobre todo en los maniqués con bajas concentraciones de gelatina.

Adicionalmente, se probó con maniqués con inclusión, pero las inclusiones no estaban ubicadas lo suficientemente en la superficie como para poder visualizarlas con el ecógrafo. Dado que el tamaño de la ventana del ecógrafo es de $20 \times 23 \text{ mm}$, los maniqués con inclusión no fueron aptos para realizar experimentos, ya que la ubicación de la inclusión iniciaba a una profundidad mayor de 10 mm , en donde el patrón de interferencia no es lo suficiente fuerte, y además, el diámetro de la inclusión era de 20 mm . Como alternativa, se preparó un maniquí adicional con una inclusión de 7 mm de diámetro y a una profundidad de 5 mm . La Figura 35 muestra la imagen de sonoelastografía obtenida, en donde las flechas de color rojo indican la zona de la inclusión.

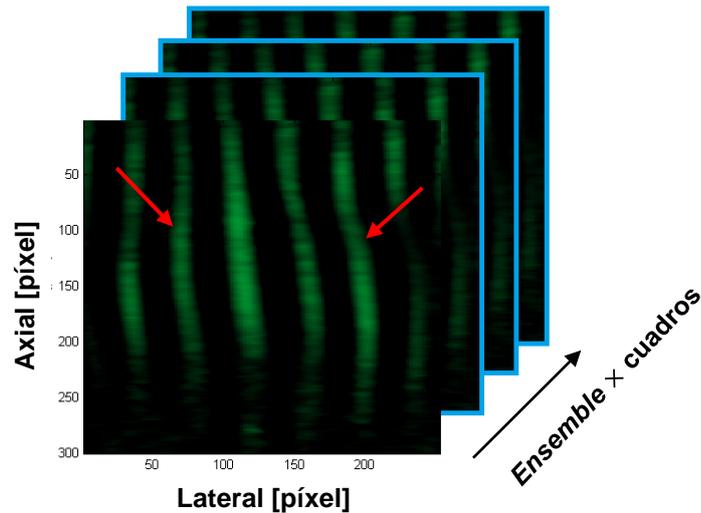


Figura 35. Imagen de sonoelastografía extraída de Visualsonics para un maniquí (Concentración de fondo: 15% e inclusión: 20%) a base de gelatina, excitado a una frecuencia de vibración de 400hz, con desfase de 0.4 Hz. Las flechas de color rojo indican la zona de la inclusión.

Posteriormente, a la obtención de las imágenes de sonoelastografía, se procedió a estimar la velocidad de corte para ambos casos de frecuencias de transmisión. Por un lado, la Figura 37 muestra el caso de un maniquí homogéneo de concentración del 10% de gelatina, usando una frecuencia de transmisión de 21 MHz.

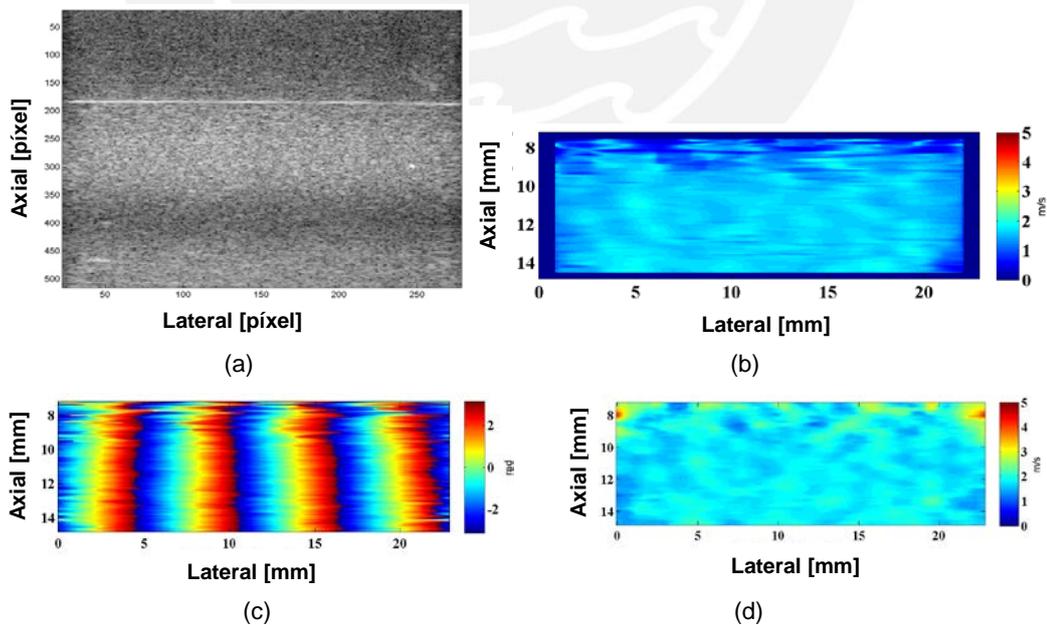


Figura 36. Resultado del maniquí homogéneo de 10% de concentración de gelatina a una frecuencia de vibración de 150 Hz y desfase de 0.4 Hz. (a) Imagen modo B, (b) Estimación de la velocidad usando el algoritmo de Auto-correlación Local, (c) Mapa de fases de la sonoelastografía y (d) Estimación de la velocidad usando el algoritmo de Fase Derivativa..

A continuación, se muestra el resultado del maniquí con inclusión a una frecuencia de transmisión de 16MHz (ver Figura 37).

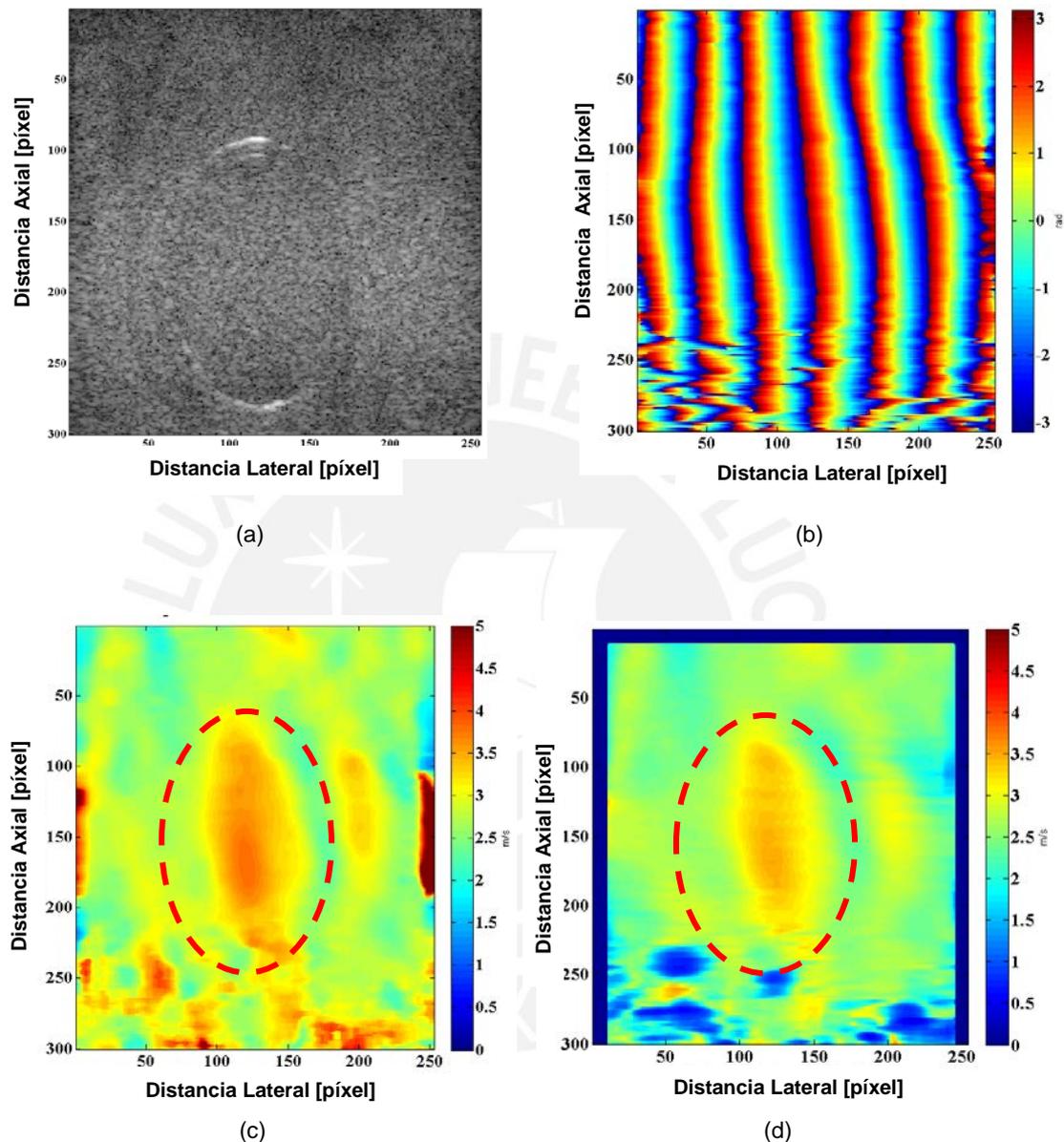


Figura 37. Resultado del maniquí con inclusión (fondo: 15%, inclusión: 20%) a base de gelatina a una frecuencia de vibración de 400 Hz y desfase de 0.4 Hz. (a) Imagen modo B, (b) Mapa de fases, (c) Estimación de la velocidad por el algoritmo de Fase Derivativa y (d) Estimación de la velocidad por el algoritmo de Auto-correlación Local.

De lo obtenido, se puede distinguir la región de la inclusión, la cual coincide con su ubicación en la imagen de modo B. Este hecho garantiza que el ecógrafo Visualsonics permite realizar sonoelastografía cuantitativa, pero para aplicaciones

en zonas superficiales y análisis de lesiones pequeñas, aplicando frecuencias de vibración altas.

Por otro lado, dado que el mínimo del *PRF* del ecógrafo es 1 KHz, se optó por probar con frecuencias de vibración más altas. Para lo cual, se empleó un maniquí de elastografía con valores calibrados (CIRS Elasticity QA Phantom, Modelo 049), ya que los maniqués a base de gelatina, son muy flácidos y débiles para soportar también amplitudes más altas. A continuación, un ejemplo de lo que se obtuvo al realizar este experimento aumentando la frecuencia de vibración con una frecuencia de transmisión de 16 MHz (ver Figura 38).

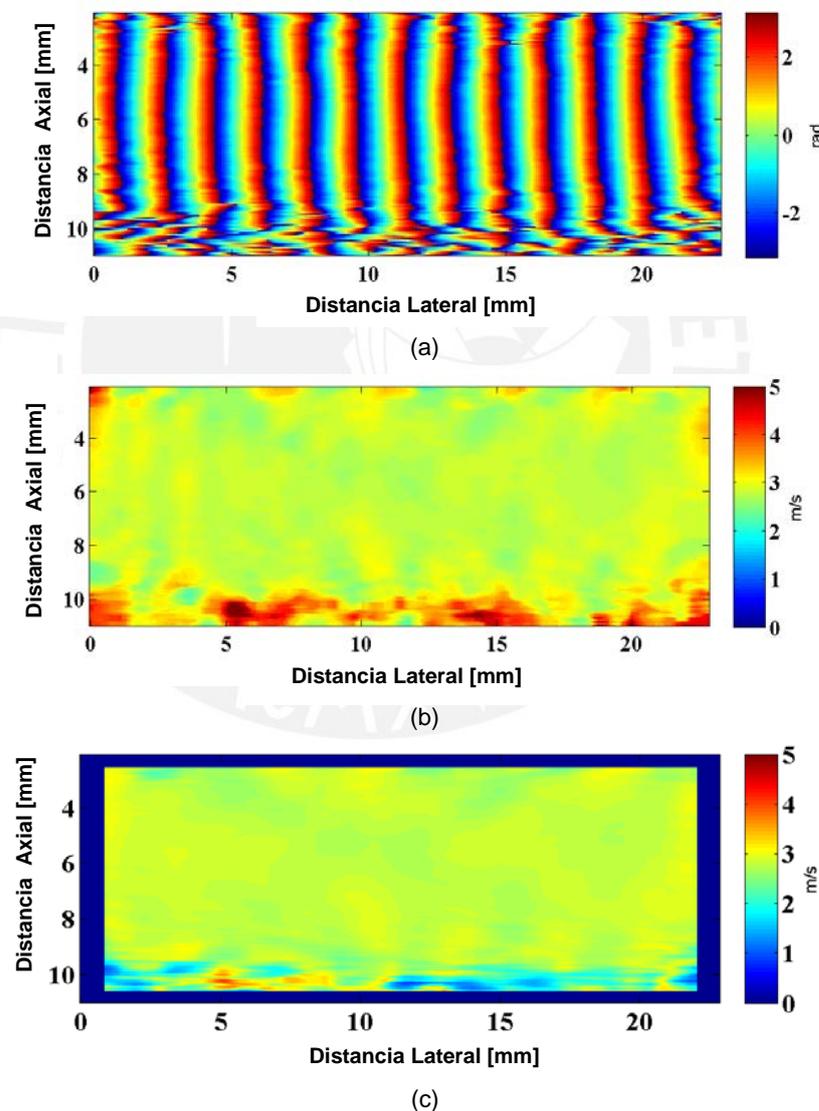


Figura 38. Resultados del maniquí calibrado homogéneo a una frecuencia de transmisión del transductor de 16 MHz, frecuencia de vibración de 800 Hz y desfase de 0.4 Hz. (a) Mapa de fases, (b) Estimación de la velocidad por el algoritmo de Fase Derivativa y (c) Estimación de la velocidad por el algoritmo de Auto-correlación Local.

4.2.2. Procesamiento de Sonoelastografía y estimación de la velocidad de corte con ecógrafo Verasonics

La grabación del video de sonoelastografía en Verasonics es diferente a la de los otros ecógrafos mencionados. Al trabajar con el *Front End Hardware* y una computadora de escritorio, existe un retardo entre la comunicación de ambos equipos. Este hecho ocasiona que la variación entre cuadros sea abrupta y discontinua. Si bien es cierto que se observa variación en el paquete de *Ensemble*, este solo beneficia el procesamiento de sonoelastografía más no la estimación de velocidad, ya que se necesita una señal continua a lo largo del tiempo.

La Figura 39 muestra una representación de la distribución de la data adquirida por el ecógrafo. Se adquiere el primer cuadro con su respectivo paquete de *Ensemble*, pero luego pasa un intervalo de tiempo Δt_1 , para la adquisición del siguiente cuadro. Cabe resaltar que estos intervalos de tiempo de adquisición entre cuadro a cuadro no es el mismo, lo cual genera que la señal no tenga forma sinusoidal.

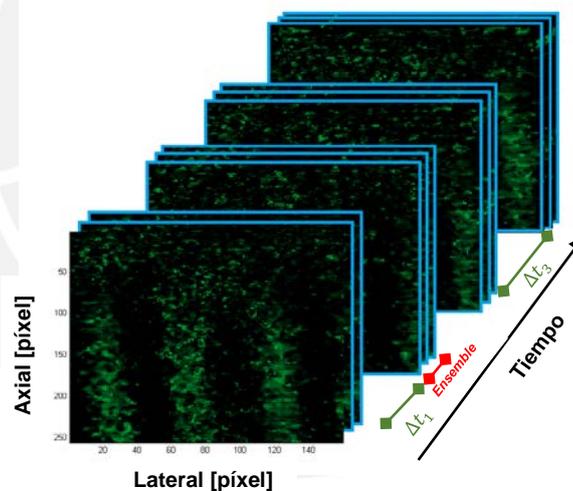


Figura 39. Imagen de sonoelastografía a lo largo del tiempo del ecógrafo Verasonics para un maniquí del 10% de concentración de gelatina, excitado a una frecuencia de vibración de 150 Hz y con desfase de 0.4 Hz. Donde Δt_n es el espaciado entre cuadros, además $\Delta t_1 \neq \Delta t_3$ mostrando la discontinuidad entre cuadros.

Las imágenes de sonoelastografía mostradas en la Figura 39 fueron procesadas con un filtro de pared pasa altos mencionado en [2]. Como se puede observar, la imagen aún presenta ruido. Cabe mencionar, que la data adquirida del ecógrafo no es previamente filtrada, lo cual explica el resultado obtenido.

Como se mencionó previamente, la señal a lo largo del tiempo no resulta favorable para la estimación de la velocidad de corte. Sin embargo, se aplicó el algoritmo de Fase Derivativa y de Auto-correlación Local para la estimación de velocidad al igual que con los otros ecógrafos. A continuación, la Figura 40 muestra un ejemplo del mapa de fases y mapa de velocidades obtenidos para un maniquí del 10% de concentración de gelatina.

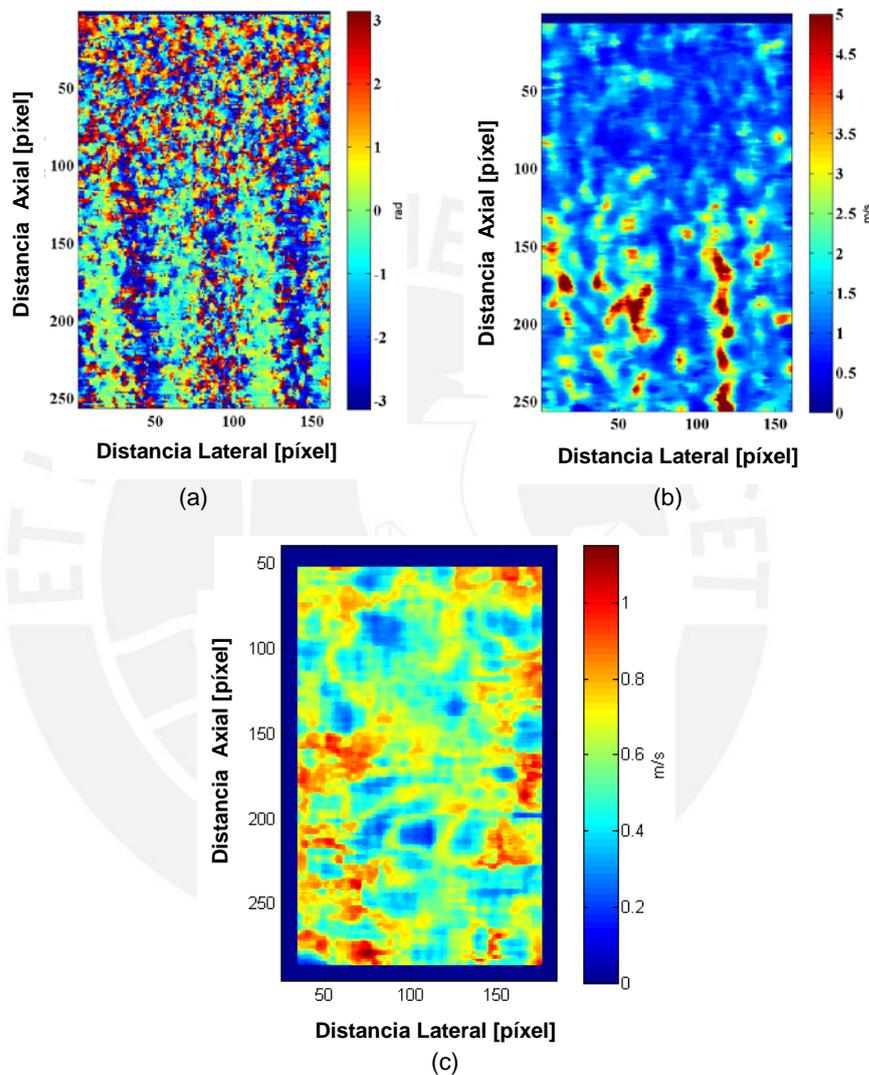


Figura 40. Ejemplo de estimación de la velocidad para un maniquí del 10% de gelatina con una vibración de 150 Hz y desfase de 0.4 Hz. (a) Mapa de fases, (b) Mapa de velocidades usando el método de fase derivativa y (c) Mapa de velocidades usando el método de Auto-correlación Local.

Se realizaron experimentos con maniqués homogéneos y con inclusión pero no se visualizaron cambios en el patrón de interferencia; lo cual al procesar la data y estimar la velocidad, se obtuvieron los mismos resultados que en el caso homogéneo.

4.2.3. Procesamiento de Sonoelastografía y estimación de la velocidad de corte con el ecógrafo Sonix Touch

Primero, se procesó toda la data obtenida de los experimentos con el algoritmo de sonoelastografía (maniqués homogéneos y con inclusión), y luego, se estimó la velocidad usando los métodos de estimación. En la Figura 41 se muestra un ejemplo de las imágenes de sonoelastografía obtenidas para ambos casos: homogéneo e inclusión. Luego, se estimación de velocidad aplicando el algoritmo de Fase Derivativa. La Figura 42 muestra un ejemplo de lo obtenido con un maniquí homogéneo con una concentración de 10% de gelatina y uno con inclusión del 13%, a una frecuencia de vibración de 150 Hz con desfase de 0.4 Hz, *Ensemble* 16 y *PRF* 0.6KHz.

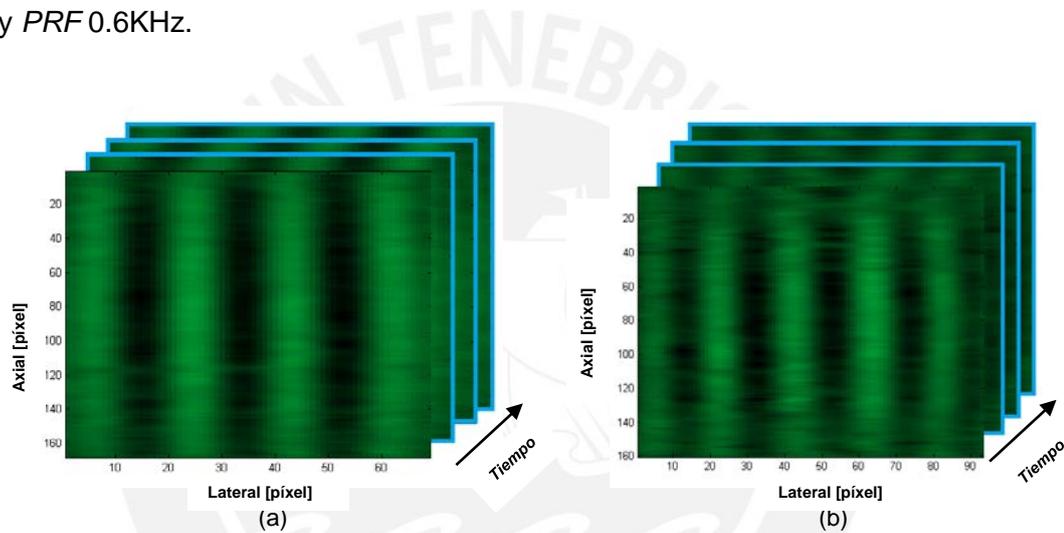
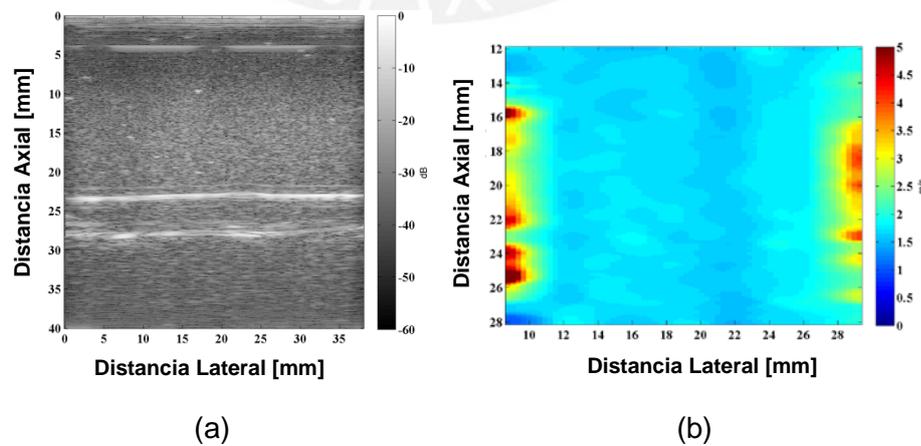


Figura 41. Imágenes de sonoelastografía en ecógrafo Sonix Touch a una frecuencia de vibración de 150 Hz y desfase de 0.4 Hz. (a) Maniquí homogéneo (10%) y (b) maniquí con inclusión (fondo: 10% e inclusión: 13%).



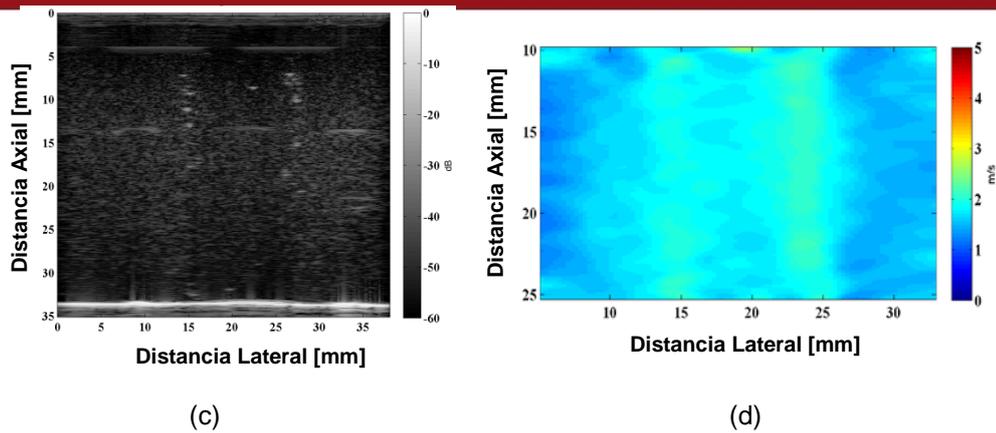


Figura 42. Estimación de la velocidad con el algoritmo de Fase Derivativa, usando un maniquí homogéneo (10%) y con inclusión (13%) a una frecuencia de vibración de 150 Hz y desfase de 0.4 Hz. (a) Modo B del maniquí homogéneo y (b) mapa de velocidades usando el método de Fase Derivativa. (c) Modo B del maniquí con inclusión y (d) mapa de velocidades usando el método de Fase Derivativa.

Posteriormente, se procesó la data con el algoritmo AM-FM. La Figura 43 muestra un ejemplo de la estimación de la velocidad obtenida para un maniquí homogéneo del 10% de gelatina y un maniquí con inclusión del 13% de gelatina.

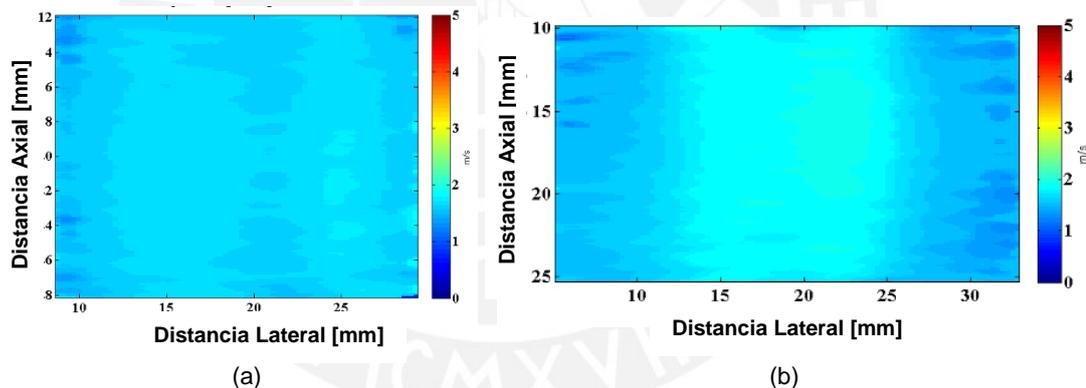


Figura 43. Estimación de la velocidad con el algoritmo AM-FM, usando un maniquí homogéneo (10%) y con inclusión (13%), a una frecuencia de vibración de 150 Hz y desfase de 0.4 Hz. (a) Maniquí homogéneo y (b) Maniquí con inclusión.

Finalmente, se estimó la velocidad con el algoritmo de Auto-correlación Local. La Figura 44 muestra un ejemplo del mapa de estimación de velocidad obtenido para el caso homogéneo y con inclusión.

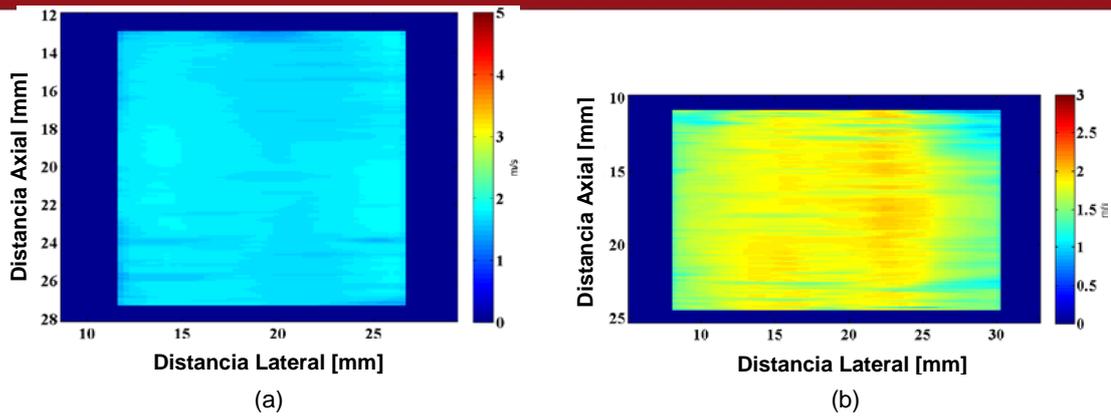


Figura 44. Estimación de la velocidad con el algoritmo de Auto-correlación, usando un maniquí homogéneo (10%) y con inclusión (13%), a una frecuencia de vibración de 150 Hz y desfase de 0.4Hz.
(a) Maniquí homogéneo y (b) Maniquí con inclusión.

Como se puede observar, cuando se trata del caso homogéneo, los tres métodos de estimación tienen mapas de velocidades similares. Destacando entre ellos, el de AM-FM y el de Auto-correlación Local ya que no presentan artefactos. En cambio, cuando se trata de maniqués con inclusión, el método de Auto-correlación Local, es el que posee menos acierto a la ubicación de la inclusión. Esto puede deberse a la posición de la inclusión y al tamaño de esta, ya que para la estimación de este método, la ventana se reduce. Por lo contrario, los otros dos algoritmos si distinguen las inclusiones.

4.3. Resultados de los experimentos variando la frecuencia de vibración

Los resultados obtenidos de la estimación de velocidad con respecto a la frecuencia de vibración aplicada para el ecógrafo Sonix Touch, con maniqués homogéneos se muestran en la Figura 45, para el método de Fase Derivativa, en la Figura 46, para el método AM-FM y en la Figura 47, para el método de Auto-correlación Local.

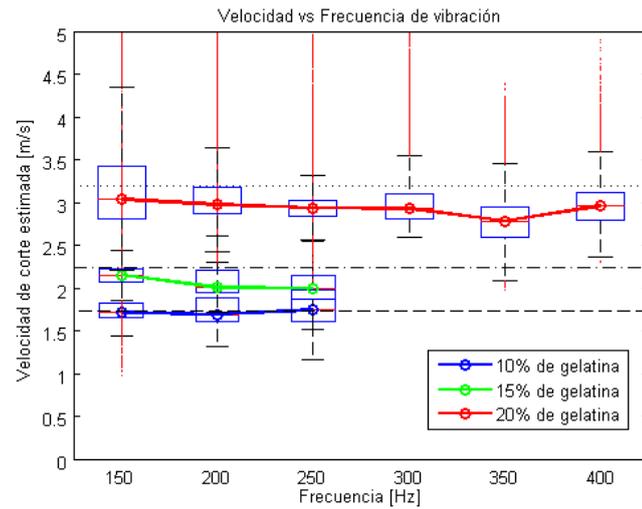


Figura 45. Velocidad de corte estimada con el algoritmo de Fase Derivativa. Data tomada con Sonix Touch variando la frecuencia para maniqués homogéneos de concentraciones de 10%, 15% y 20% de gelatina.

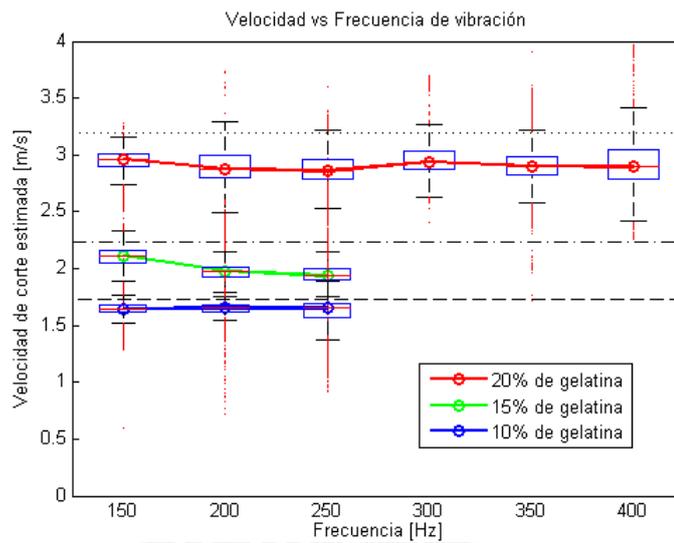


Figura 46. Velocidad de corte estimada con el algoritmo de demodulación AM-FM. Data tomada con Sonix Touch variando la frecuencia para maniqués homogéneos de concentraciones de 10%, 15% y 20% de gelatina.

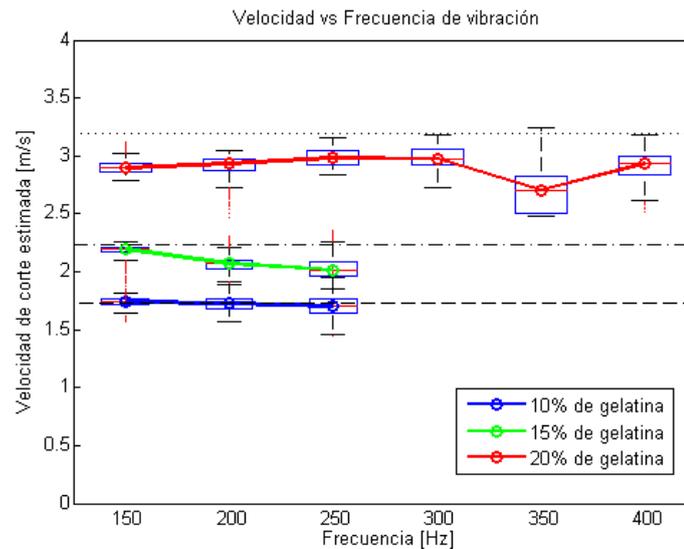


Figura 47. Velocidad de corte estimada con el algoritmo de Auto-correlación Local. Data tomada con Sonix Touch variando la frecuencia para maniqués homogéneos de concentraciones de 10%, 15% y 20% de gelatina.

De las gráficas, se puede observar que no hay variabilidad en la estimación de velocidad, en los tres métodos de estimación, para el maniqué del 10% de concentración. Asimismo, se puede observar una ligera variación en la estimación para el caso de los maniqués del 15% y del 20%. Por otro lado, para rangos mayores del 250 Hz, con los maniqués del 10% y 15% de gelatina, no se lograron visualizar los patrones de interferencia debido a las características de fabricación del maniqué. En general, los tres métodos tienen la misma tendencia a lo largo de la frecuencia. Sin embargo, cabe resaltar, que ligeras variaciones o artefactos en la data, generan mayor error en la estimación de la velocidad por el método de Auto-correlación Local, lo cual lo hace más sensible al ruido.

A continuación, se presentan los resultados de la estimación de la velocidad para las inclusiones de los maniqués de la data tomada por el ecógrafo Sonix Touch.

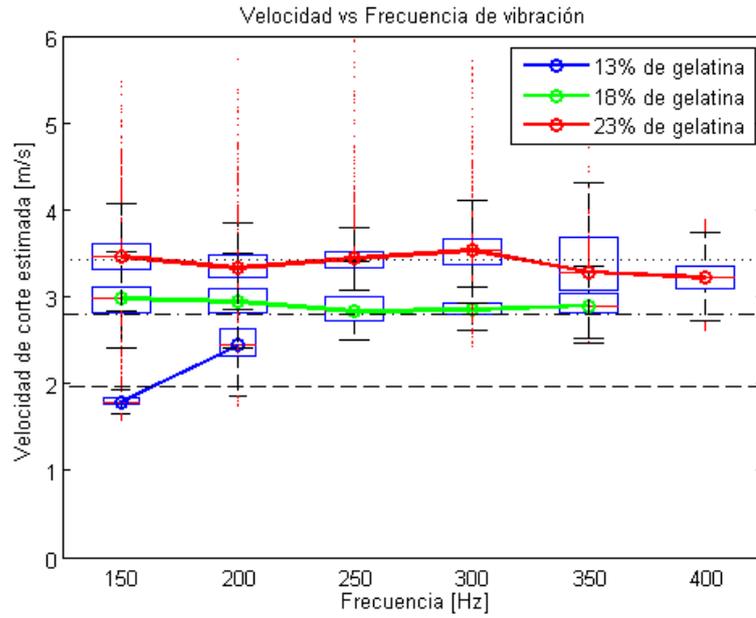


Figura 48. Velocidad de corte estimada con el algoritmo Fase Derivativa. Data tomada con Sonix Touch variando la frecuencia para maniqués con inclusión de concentraciones de 13%, 18% y 23% de gelatina.

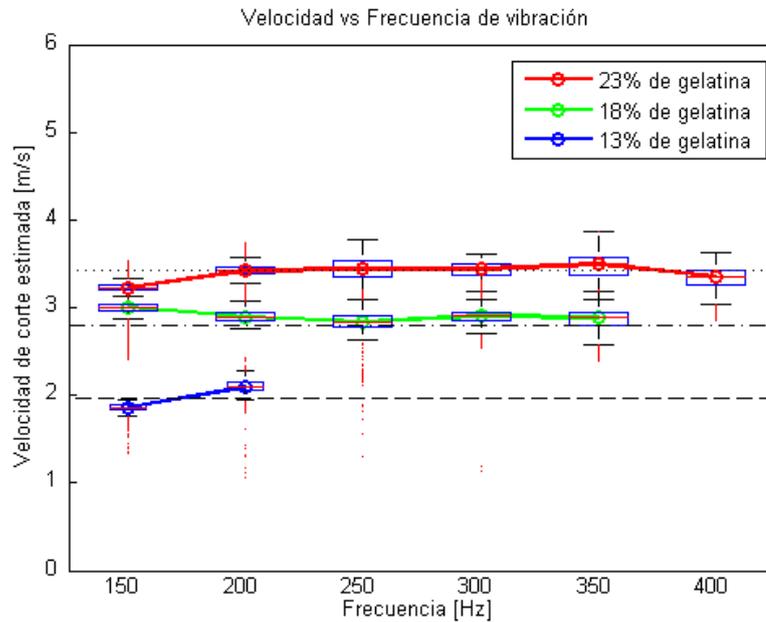


Figura 49. Velocidad de corte estimada con el algoritmo de demodulación AM-FM. Data tomada con Sonix Touch variando la frecuencia para maniqués homogéneos de concentraciones de 13%, 18% y 23% de gelatina.

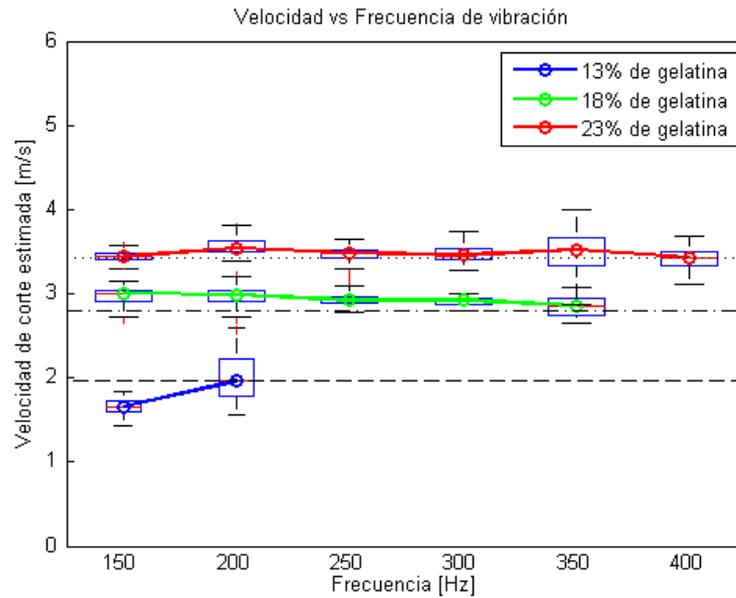


Figura 50. Velocidad de corte estimada con el algoritmo de Autocorrelación Local. Data tomada con Sonix Touch variando la frecuencia para maniqués homogéneos de concentraciones de 13%, 18% y 23% de gelatina.

De los resultados obtenidos, se puede observar que la estimación de la velocidad para concentraciones de inclusión del 13% y 18% de gelatina, tienen tendencias similares a lo largo de la frecuencia. A diferencia de la inclusión del 23% de gelatina, que presenta variaciones para los diferentes métodos. Por otro lado, al igual que en maniqués homogéneos, a menor concentración de gelatina solo se pudo llegar a visualizar el patrón de interferencia hasta 200 Hz; mientras que a mayor concentración, se pudo aplicar mayores frecuencias de vibración.

A continuación, los resultados obtenidos de la estimación de la velocidad variando la frecuencia de vibración externa con el ecógrafo Verasonics, para maniqués homogéneos (ver Figura 51).

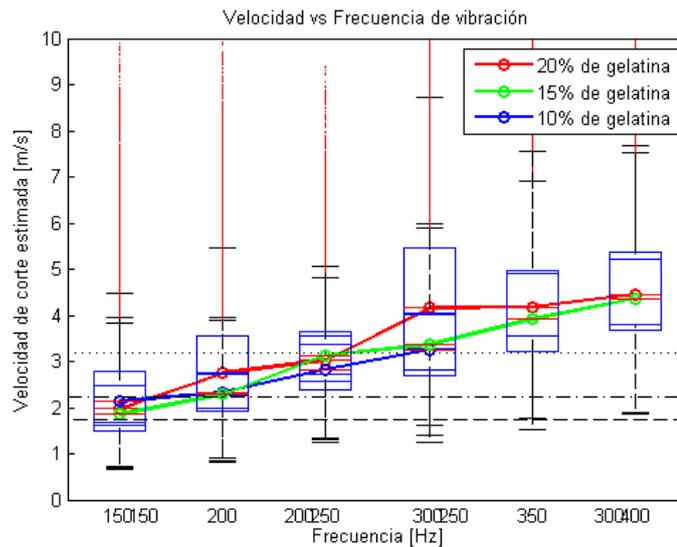


Figura 51. Velocidad de corte estimada con el algoritmo Fase Derivativa. Data tomada con Verasonics variando la frecuencia para maniqués homogéneos de concentraciones de 10%, 15% y 20% de gelatina.

A pesar de visualizar el patrón de interferencia en las imágenes sonoelastográficas, la resolución temporal en la adquisición de cuadros no era continua. Esto debido a la velocidad de transferencia de la data del *Front End* al computador local, la cual iba variando a medida que se realizaban los experimentos y por motivos de administración de memoria. Por ello, se observan resultados no coherentes y con una misma tendencia a lo largo de la frecuencia indiferentemente del porcentaje de concentración de gelatina del que se trate.

Finalmente, se muestran los resultados obtenidos con el ecógrafo Visualsonics. En primer lugar, se muestran las gráficas de las velocidades estimadas a frecuencias de vibración bajas con el algoritmo de Fase Derivativa (ver Figura 52) y con el algoritmo de Auto-correlación Local (ver Figura 53), para una frecuencia de transmisión de 21 MHz.

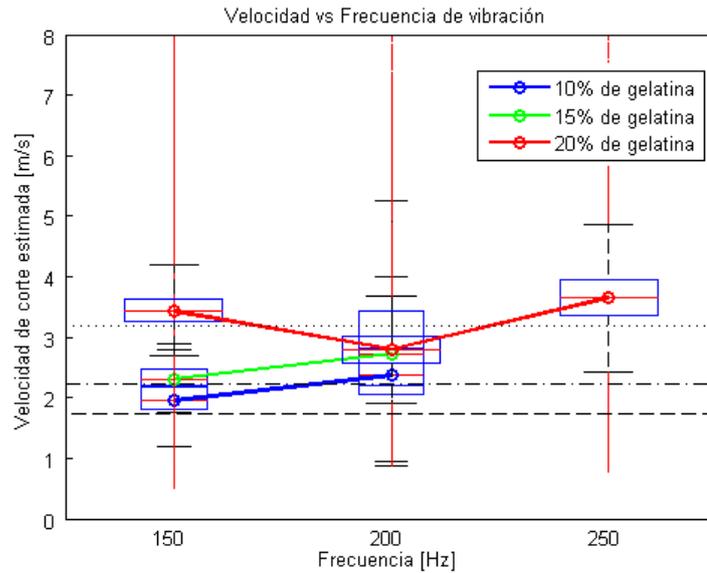


Figura 52. Velocidad de corte estimada con el algoritmo de Fase Derivativa. Data tomada con Visualsonics, variando la frecuencia de vibración para maniqués homogéneos a base de gelatina de concentraciones del 10%, 15% y 20%.

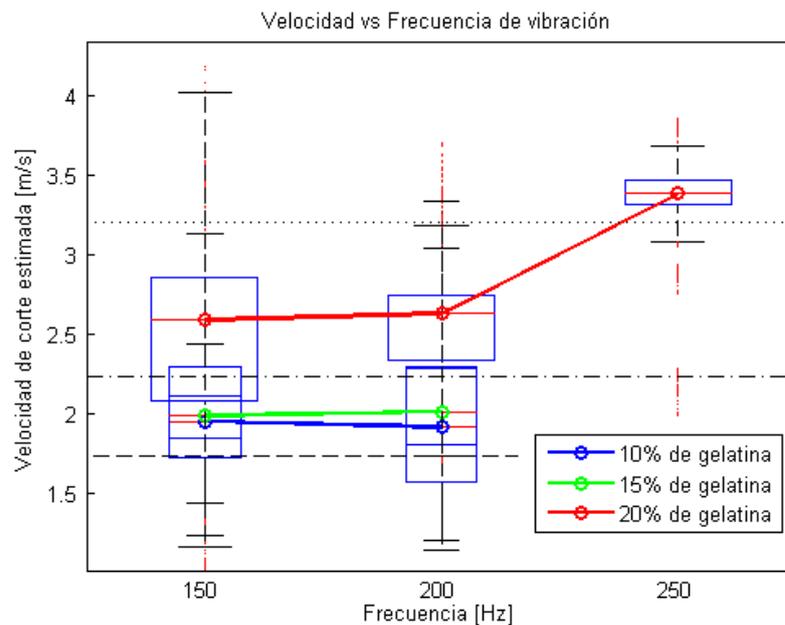


Figura 53. Velocidad estimada con el algoritmo de Auto-correlación Local. Data tomada con Visualsonics variando la frecuencia para maniqués homogéneos de concentraciones de 10%, 15% y 20% de gelatina.

De las gráficas se puede observar que se tiene una estimación con variabilidad y que hay un sesgo entre el valor real y el valor estimado para ambos métodos de estimación. Una posible causa se puede atribuir a la adquisición no continua a bajas frecuencias de vibración, al tener un mínimo de *PRF* de 1 KHz.

Posteriormente, se presentan los resultados aplicando altas frecuencias de vibración, utilizando el maniquí calibrado del LIM, cuya velocidad real es 2.88 ± 0.28 m/s.

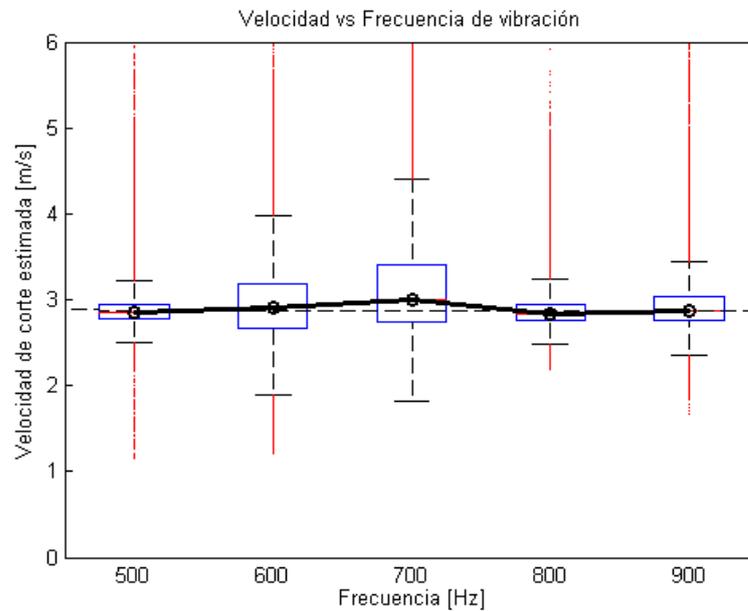


Figura 54. Velocidad de corte estimada con el algoritmo de Fase Derivativa. Data tomada con Visualsonics, variando la frecuencia de vibración y con desfase fijo de 0.4 Hz para el maniquí calibrado del LIM.

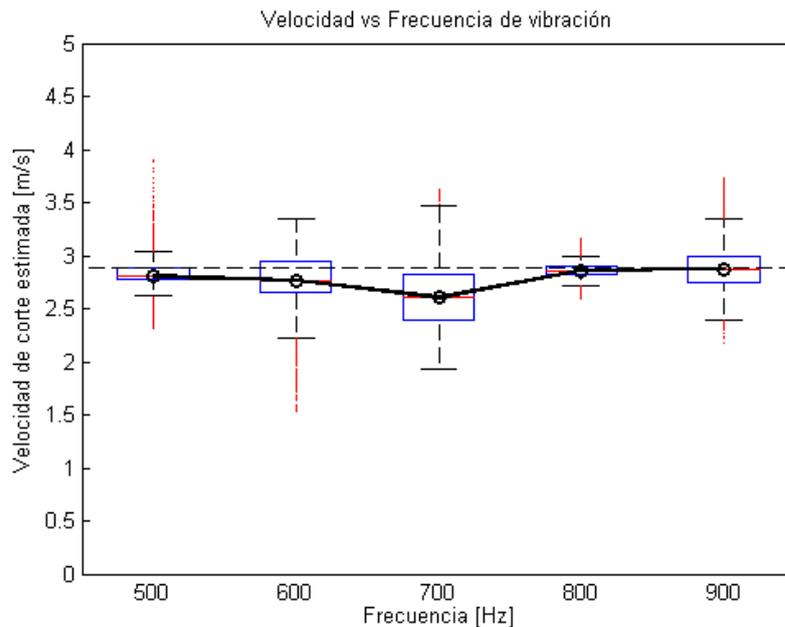


Figura 55. Velocidad de corte estimada con el algoritmo de Autocorrelación Local. Data tomada con Visualsonics, variando la frecuencia de vibración y con desfase fijo de 0.4 Hz para el maniquí calibrado del LIM.

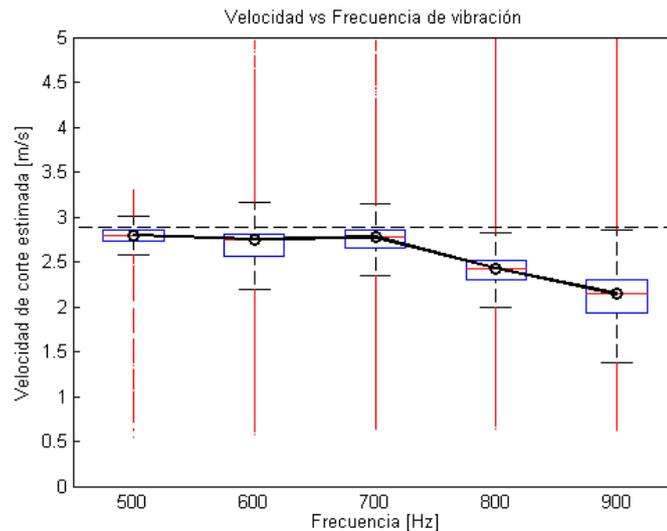


Figura 56. Velocidad de corte estimada con el algoritmo de AM-FM. Data tomada con Visualsonics, variando la frecuencia y con desfase fijo de 0.4 Hz para el maniquí calibrado del LIM.

Cabe resaltar que estos experimentos fueron realizados a una frecuencia de transmisión de 16 MHz, la cual es menos sensible al ruido. De las gráficas, se puede ver que a mayores frecuencias de vibración, la velocidad de estimación es más cercana a la real. Además, no hay variabilidad, a excepción de las dos frecuencias más altas de vibración con el método de demodulación AM-FM. Esto debido a los artefactos presentes, los cuales se atribuye al acople de las placas y la resonancia de ésta con el maniquí.

4.4. Sonoelastografía Cuantitativa a altas frecuencias con vibración normal

Adicionalmente, dado que el ecógrafo Visualsonics es de alta resolución y permite adquirir data de zonas superficiales, se realizó el experimento aplicando vibración normal. La configuración del experimento se muestra en la Figura 57. La conexión del generador y el amplificador es la misma utilizada en los experimentos anteriores, pero la posición de los vibradores es perpendicular al maniquí.

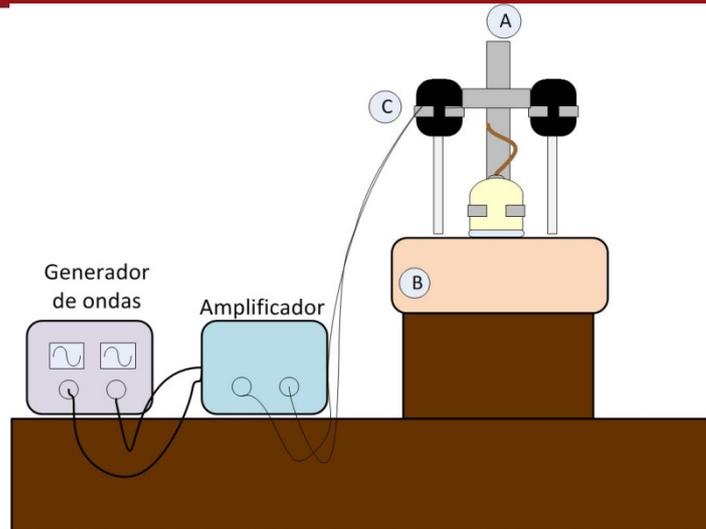


Figura 57. Esquema experimental para sonoelastografía cuantitativa con vibración normal. (A) El transductor acoplado al maniquí. (B) El maniquí calibrado. (C) Los vibradores en posición normal.

Los experimentos se realizaron para una frecuencia de transmisión de 16 y 21 MHz, variando la frecuencia de vibración. Un ejemplo del mapa de velocidades obtenido con el algoritmo de Fase Derivativa y Auto-correlación Local se muestra en la Figura 58 respectivamente.

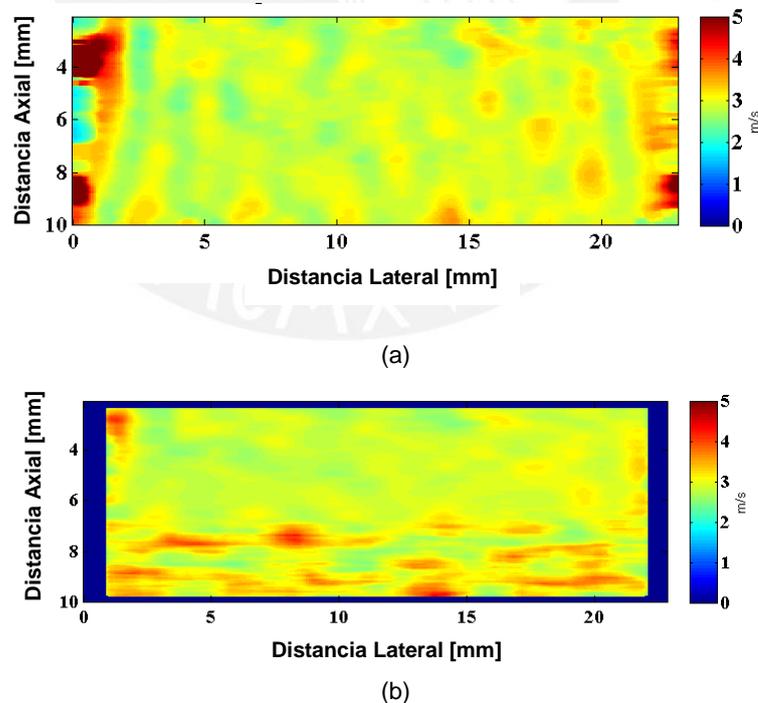


Figura 58. Resultado del maniquí calibrado homogéneo a una frecuencia de vibración de 800 Hz y desfase de 0.4 Hz. (a) Estimación de la velocidad usando el algoritmo de Fase Derivativa y (b) Estimación de la velocidad usando el algoritmo de Auto-correlación Local. Data adquirida a una frecuencia de transmisión de 16 MHz.

Los resultados obtenidos para ambas frecuencias de transmisión fueron los mismos. Cabe resaltar que la configuración de este experimento resultó más factible para este ecógrafo que la anterior configuración, ya que las fuentes de vibración estuvieron colocadas más cerca al transductor, lo cual no implicó amplitudes de ondas mayores.

De los resultados, se puede observar que la tendencia de la estimación de la velocidad con ambos algoritmos a lo largo de las frecuencias de vibración es similar. Sin embargo, el algoritmo de Fase Derivativa posee menos error. En la Figura 59 y 60, se observan las velocidades estimadas para diferentes frecuencias de vibración.

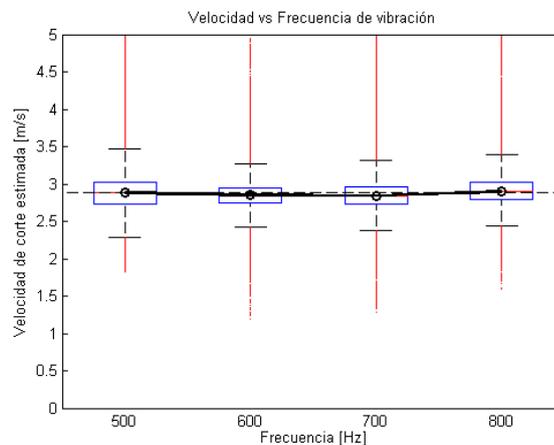


Figura 59. Velocidad de corte estimada con el algoritmo de Fase Derivativa. Data tomada con Visualsonics a una frecuencia de transmisión de 21 MHz, aplicando vibración normal.

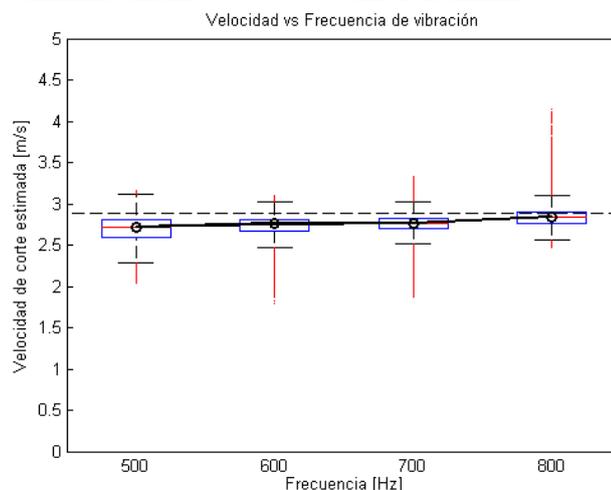


Figura 60. Velocidad de corte estimada con el algoritmo de Autocorrelación Local. Data tomada con Visualsonics a una frecuencia de transmisión de 21 MHz, aplicando vibración normal.

Por lo tanto, este tipo de configuración permitiría usar sonoelastografía cuantitativa en piel, ya que Visualsonics opera con rangos de frecuencia altos, lo cual permite una mejor resolución superficial y visualizar mejor los cambios que ocurren en la piel debido a ciertas patologías. En particular, se podría utilizar para el estudio de Leishmaniasis cutánea, estimando la velocidad del tejido y relacionándolo con parámetros clínicos que indiquen la respuesta del paciente al tratamiento.

4.5. Comparación entre los ecógrafos de investigación y los métodos de estimación de la velocidad de corte

Dado que con la configuración actual del ecógrafo Verasonics, no permite adquirir la data necesaria para aplicar los métodos de estimación de la velocidad de corte, se compararon los otros dos ecógrafos de investigación.

Primero, se compararon los métodos de estimación de la velocidad para cada ecógrafo. En la Figura 61 se muestra la estimación de la velocidad en el ecógrafo Sonix Touch empleando los tres métodos de estimación de la velocidad de corte para un maniquí del 18% de gelatina.

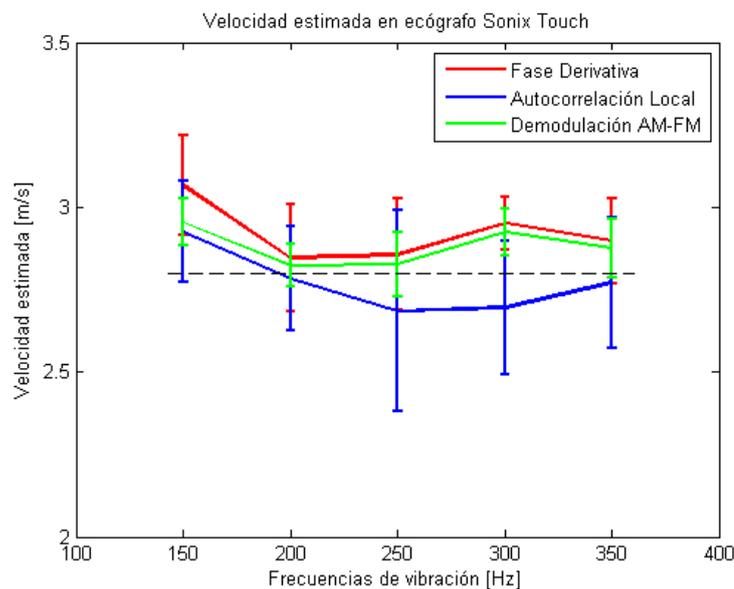


Figura 61. Comparación entre los métodos de estimación de la velocidad de corte para un maniquí del 18% de gelatina a diferentes frecuencias de vibración.

Se puede observar que a mayores frecuencias de vibración, las estimaciones de la velocidad de corte se alejan del valor real. Esto puede deberse a que, dado la flacidez de los maniqués, a frecuencias altas, se generaban artefactos. Asimismo, los artefactos en los métodos de Fase Derivativa y demodulación AM-FM, elevan el

valor de la velocidad, mientras que en el método de Auto-correlación local, lo disminuye, lo cual se observa en la gráfica.

Del mismo modo, se realizó una comparación entre los métodos de estimación para el ecógrafo Visualsonics para el experimento con el maniquí calibrado del LIM. Los resultados se observan en la Figura 62.

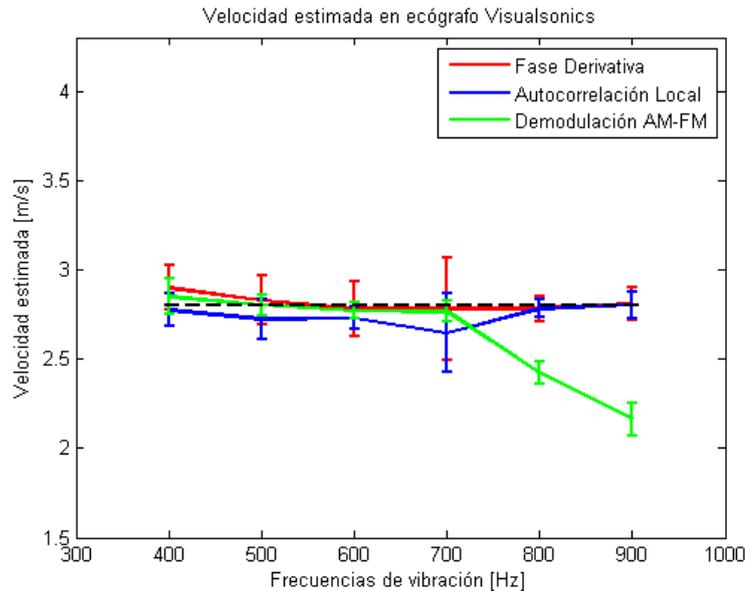


Figura 62. Comparación entre los métodos de estimación de la velocidad de corte para el maniquí calibrado del LIM a diferentes frecuencias de vibración.

El comportamiento de los métodos es similar hasta la frecuencia de 700 Hz, ya que se observa que el algoritmo de demodulación AM-FM es sensible al ruido a frecuencias altas.

Posteriormente, se realizó una comparación entre los ecógrafos de investigación para los métodos de estimación de Fase Derivativa y Auto-correlación local, los resultados se observan en la Figura 63 y 64 respectivamente.

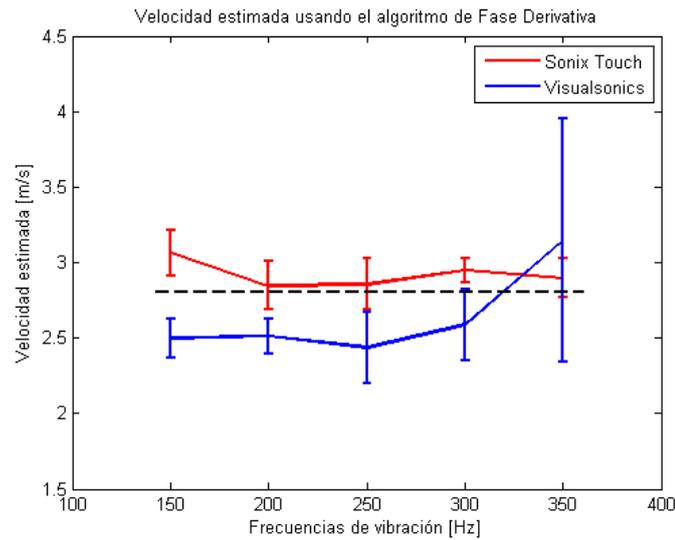


Figura 63. Comparación entre ecógrafos de investigación usando el método de Fase Derivativa para un maniquí del 18% de gelatina.

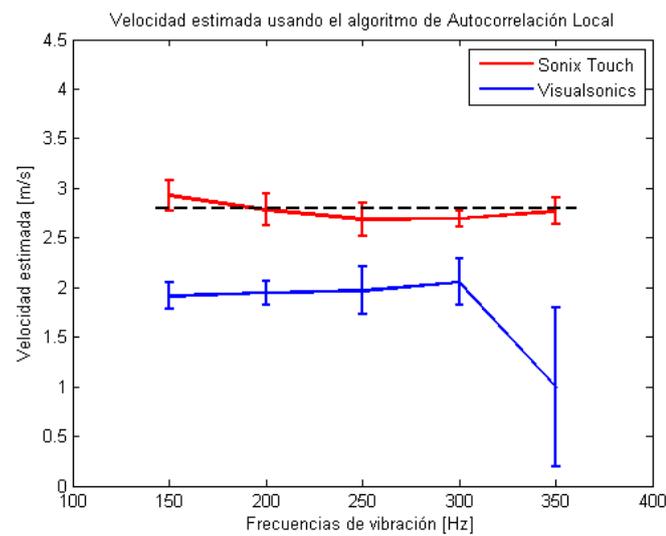


Figura 64. Comparación entre ecógrafos de investigación usando el método de Auto-correlación Local para un maniquí del 18% de gelatina.

Ambos resultados eran los esperados, puesto a que con los maniquíes fabricados a base de gelatina, en el ecógrafo Visualsonics a una frecuencia de transmisión de 21 MHz, se obtuvieron patrones con mucho ruido. Por ello la diferencia en la estimación.

A continuación se muestra un cuadro comparativo entre los diferentes ecógrafos de investigación.

| Ecógrafo de investigación | Ventajas | Limitaciones |
|---------------------------|--|--|
| Sonix Touch | El uso de filtros es por defecto; es decir, el ecógrafo busca la mejor adaptación de filtro. Permite alcanzar mayores profundidades. | La frecuencia de vibración máxima, la cual puede muestrear correctamente el ecógrafo para los maniqués utilizados es de 330 Hz. |
| Verasonics | Permite configurar otros valores de <i>PRF</i> y <i>Ensemble</i> más precisos. | Programación compleja. Existe un retardo en la toma de datos y adquisición en la computadora, lo cual genera error de sincronización. Muy sensible al ruido. Requiere de una programación adicional para añadir filtros en la adquisición de datos. |
| Visualsonics | Permite capturar data a una frecuencia de vibración mayor. Por este motivo, se tiene una mejor visualización cuando se trata en la superficie. Se pueden extraer los parámetros reales usados en el ecógrafo con mayor precisión. | La máxima profundidad que alcanza es de 20mm, limitando las dimensiones y ubicaciones de las inclusiones. Los filtros no se configuran por defecto. Es sensible al ruido. |

Tabla 7. Cuadro comparativo entre los ecógrafos de investigación.

A continuación se muestra una tabla de error en estimación de velocidad con los tres métodos de estimación de velocidad para los ecógrafos Sonix Touch a bajas frecuencias de vibración y Visualsonics a altas frecuencias de vibración.

| Ecógrafo | % error | | |
|--------------|-----------------|------------------------|--------------------|
| | Fase Derivativa | Auto-correlación local | Demodulación AM-FM |
| Sonix Touch | 8 | 9.6 | 5.25 |
| Visualsonics | 1.8 | 3.6 | 11 |

Tabla 8. Cuadro comparativo de los errores de estimación.

Cabe resaltar, que los valores obtenidos para el ecógrafo Visualsonics le corresponden al maniquí calibrado del LIM, lo cual justifica que el error sea menor, mientras que los resultados del ecógrafo Sonix Touch, son respecto a los maniquíes fabricados a base de gelatina. Por otro lado, el algoritmo de demodulación AM-FM tiene una mejor performance en el ecógrafo Sonix Touch y el algoritmo de Fase Derivativa, en el ecógrafo Visualsonics.



Conclusiones

1. Se logró implementar sonoelastografía cuantitativa con el estimador de Fase Derivativa y Auto-correlación en los tres diferentes equipos ultrasónicos disponibles en el Laboratorio de Imágenes Médicas variando la frecuencia de vibración externa con diferentes maniqués de simulación de tejido.
2. Es factible la implementación de sonoelastografía cuantitativa en diferentes ecógrafos, como se ha demostrado en esta tesis. Sin embargo es importante notar que hay parámetros que deben ser adecuados acorde a cada ecógrafo. Este hecho es importante porque los equipos de ultrasonido tienen diferentes características que permiten obtener otro tipo de información relevante, y en consecuencia, ampliando los campos de aplicación de este método.
3. El equipo Sonix Touch ha demostrado tener mejor desempeño en la estimación de valores de elasticidad tanto con maniqués homogéneos e inclusión, empleando los tres estimadores. Sin embargo, en el presente estudio se ha demostrado que el equipo no permite visualizar patrones de interferencia para frecuencias de vibración mayores a 400 Hz. Esto último es compensado con el equipo Visualsonics, el cual permite visualizar el patrón de interferencias aplicando frecuencias de vibración superiores.
4. La concentración de gelatina influye en qué tanta frecuencia de vibración se le puede aplicar al maniquí para visualizar el patrón de interferencia (250 Hz para una concentración del 10%). Por ello, a menores concentraciones, se llega a bajas frecuencias; mientras que, a mayor concentración se puede aplicar una mayor frecuencia de vibración.
5. Para un *Ensemble* de 14 y 16 o un *Sensitivity* de 4 y 5, no hubo diferencia en la visualización del patrón de interferencia para el caso de bajas frecuencias; sin embargo, esta configuración se ve reflejada en la desviación estándar de las imágenes de estimación de velocidad de corte, siendo para un *ensemble* de 16 (± 0.0656 m/s) menor que para un *Ensemble* de 14 (± 0.0824 m/s).
6. A pesar de variar la concentración de gelatina en los diferentes experimentos, no se observó un cambio notable en la velocidad de corte promedio para el Verasonics. En consecuencia, la configuración actual no permite realizar sonoelastografía cuantitativa de manera exitosa.

7. La variabilidad de la estimación de velocidad en maniqués no homogéneos para el Sonix Touch se encuentra en un rango de ± 0.5 m/s, lo cual hace que en este ecógrafo si se pueda detectar inclusiones.
8. El método de Auto-correlación local tiene un costo computacional alto, dado que realiza muchas auto-correlaciones dependientes del tamaño del kernel y del tamaño de la imagen. Por otro lado, el algoritmo de demodulación AM-FM resultó ser el mejor estimador, con un error promedio en exactitud del 5.25%, para el ecógrafo Sonix Touch, mientras que el algoritmo de Fase Derivativa para el ecógrafo Visualsonics, con un error promedio en exactitud de 1.28%.
9. Finalmente, la estimación de la velocidad de corte en Visualsonics es realizable a altas frecuencias debido al buen desempeño de estimación en el maniquí calibrado QA 049 (ver anexos), con los tres métodos de estimación en un rango de 500 a 700 Hz; teniendo una velocidad de onda de corte promedio de 2.8 ± 0.5 m/s, cercano al valor calibrado de 2.88 ± 0.28 m/s (25 KPa \pm 5 KPa).
10. Finalmente, se probó sonoelastografía cuantitativa empleando vibración normal con el ecógrafo Visualsonics, para un rango de frecuencias de vibración de 500-800 Hz con frecuencias de transmisión de 16 y 21 MHz. Los resultados utilizando los estimadores de Fase Derivativa y de Auto-correlación local, con un error promedio en exactitud de ± 0.35 m/s, indican que la técnica podría aplicarse para el estudio de lesiones superficiales, lo cual hace posible el uso y estudio de Leishmaniasis cutánea con éste método en futuros trabajos.

Recomendaciones

1. La gelatina que se utilizó no permitió simular velocidades de corte mayores, a menos que se utilice una mayor concentración de esta. Por ende, para la fabricación de maniqués, ésta requiere ser de mejor calidad para poder simular correctamente el tejido humano y alcanzar mayores velocidades de corte.
2. Al aplicar vibración al maniquí, se generan perturbaciones en el experimento, lo cual produce artefactos en la imagen post procesada. Los vibradores generan perturbaciones en la mesa de trabajo, por lo que se sugiere trabajar en una mesa bastante rígida. Asimismo, la adición de una capa de caucho permitiría amortiguar dichas perturbaciones al maniquí y los vibradores de la base. Finalmente, se recomienda trabajar con barras de vibración del tamaño de la superficie a excitar, ya que de lo contrario, se generan armónicos y artefactos en la imagen.
3. Se requiere reprogramar la adquisición de datos en el ecógrafos Verasonics para poder tener una señal continua a lo largo del tiempo y así poder tener una correcta estimación de la velocidad de corte con los métodos de estimación presentados en este trabajo.
4. La temperatura afecta el estado sólido de los maniqués y varía la velocidad de éste. Al aumentar la temperatura, la velocidad disminuye y viceversa, por lo cual se debe medir y establecer un tiempo durante la toma de datos para que éstos no se vean afectados.

Bibliografía

- [1] Ferlay J, Soerjomataram I, Ervik M, Dikshit R, Eser S, Mathers C, Rebelo M, Parkin DM, Forman D, Bray, F. GLOBOCAN 2012 v1.0, Cancer Incidence and Mortality Worldwide: IARC CancerBase No. 11 Lyon, France: International Agency for Research on Cancer; 2013.
- [2] B. Castañeda, Extracting Information from Sonoelastographic Images, Dissertation, Ed., Rochester, Nueva York: University of Rochester, 2009.
- [3] Pineda, C., Bernal, A., Espinosa, R., Hernández, C., Marín, N., & Peña, A. H. (2009). Principios físicos básicos del ultrasonido. *Rev. chil. reumatol*, 25(2), 60-66.
- [4] Saavedra A, Guerrero J., Pinto J., González E. & Castañeda B. (2014). Aspectos físicos de las técnicas elastográficas basadas en ultrasonido. *Carcinos*, 4, 34-44
- [5] Parker, K. J., Taylor, L. S., Gracewski, S., & Rubens, D. J. (2005). A unified view of imaging the elastic properties of tissue. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 117(5), 2705-2712.
- [6] Parker, K. J., Doyley, M. M., & Rubens, D. J. (2011). Imaging the elastic properties of tissue: the 20 year perspective. *Physics in medicine and biology*, 56 (1), R1.
- [7] Doyley, M. M. (2012). Model-based elastography: a survey of approaches to the inverse elasticity problem. *Physics in medicine and biology*, 57(3), R35.
- [8] WALKER, Francis et al. (2012) Ecografía Neuromuscular. *Capítulo 1: Principios básicos de ecografía*. 2012. Winston-Salem: Elsevier. [consultado 2014/09/02] <<http://media.axon.es/pdf/89612.pdf>>
- [9] Parra, G., Fajardo, M., Vergara, F., Díaz-Yunez, I., & De Nubila, E. (2006). Elastografía: Un nuevo método diagnóstico. *Revista Colombiana de Radiología*, 17(3), 1982-1985.
- [10] Andreev, V. G., Dmitriev, V. N., Pishchal'nikov, Y. A., Rudenko, O. V., Sapozhnikov, O. A., & Sarvazyan, A. P. (1997). Observation of shear waves excited by focused ultrasound in a rubber-like medium. *Acoustical Physics*, 43, 123-128.
- [11] Nightingale, K. R., Zhai, L., Dahl, J. J., Frinkley, K. D., & Palmeri, M. L. (2006, October). 4k-5 shear wave velocity estimation using acoustic radiation force impulsive excitation in liver in vivo. In *Ultrasonics Symposium, 2006. IEEE* (pp. 1156-1160). IEEE.
- [12] Zhai, L., Madden, J., Mouraviev, V., Polascik, T., & Nightingale, K. (2009, September). Correlation between SWEI and ARFI image findings in ex vivo human prostates. In *Ultrasonics Symposium (IUS), 2009 IEEE International* (pp. 523-526). IEEE.
- [13] Hoyt, K., Castaneda, B., & Parker, K. J. (2008). Two-dimensional sonoelastographic shear velocity imaging. *Ultrasound in medicine & biology*, 34 (2), 276-288.
- [14] Hoyt, K., Castaneda, B., & Parker, K. J. (2007, October). 5c-6 muscle tissue characterization using quantitative sonoelastography: Preliminary results. In *Ultrasonics Symposium, 2007. IEEE* (pp. 365-368). IEEE.
- [15] Hoyt, K., Kneezel, T., Castaneda, B., & Parker, K. J. (2008). Quantitative sonoelastography for the in vivo assessment of skeletal muscle viscoelasticity. *Physics in medicine and biology*, 53(15), 4063.
- [16] Lin, K., McLaughlin, J. R., Thomas, A., Parker, K., Castaneda, B., & Rubens, D. J. (2011). Two-dimensional shear wave speed and crawling wave speed recoveries from in vitro prostate data. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 130(1), 585-598.

- [17] Couade, M., Pernot, M., Tanter, M., Prada, C., Messas, E., & Fink, M. (2008, November). Non-invasive quantitative imaging of arterial wall elasticity using supersonic shear imaging. In *Ultrasonics Symposium, 2008. IUS 2008. IEEE* (pp. 946-949). IEEE.
- [18] Tanter, M., Touboul, D., Gennisson, J. L., Bercoff, J., & Fink, M. (2009). High-resolution quantitative imaging of cornea elasticity using supersonic shear imaging. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 28(12), 1881-1893.
- [19] Deffieux, T., Gennisson, J. L., Muller, M., Couade, M., Bercoff, J., Tanter, M., & Fink, M. (2007, November). The supersonic shear imaging as a quantitative tool for imaging in vivo liver stiffness. In *Proc. 6th Int. Conf. Ultrasonic Measurement Imaging Tissue Elasticity (2-5 Nov 2007, Santa Fe, NM, USA)* (p. 132).
- [20] Deffieux T, Gennisson JL, Tanter M, Bercoff J, Fink M. Mechanical muscle properties: transient elastography and 3D ultrasound fast imaging. *Proc Inter Conf Ultrasonic Measurement and Imaging of Tissue Elasticity 2007*; 84.
- [21] Tanter, M., Bercoff, J., Athanasiou, A., Deffieux, T., Gennisson, J. L., Montaldo, G. & Fink, M. (2008). Quantitative assessment of breast lesion viscoelasticity: initial clinical results using supersonic shear imaging. *Ultrasound in medicine & biology*, 34(9), 1373-1386.
- [22] Salcudean, S. E., French, D., Bachmann, S., Zahiri-Azar, R., Wen, X., & Morris, W. J. (2006). Viscoelasticity modeling of the prostate region using vibro-elastography. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-MICCAI 2006* (pp. 389-396). Springer Berlin Heidelberg.
- [23] Mohareri, O., Ruszkowski, A., Lobo, J., Ischia, J., Baghani, A., Nir, G. & Salcudean, S. (2014). Multi-parametric 3D quantitative ultrasound vibro-elastography imaging for detecting palpable prostate tumors. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-MICCAI 2014* (pp. 561-568). Springer International Publishing.
- [24] Eskandari, H., Salcudean, S. E., Rohling, R., Baghani, A., Frew, S., Gordon, P. B., & Warren, L. (2013, July). Identifying malignant and benign breast lesions using vibroelastography. In *Ultrasonics Symposium (IUS), 2013 IEEE International* (pp. 25-28). IEEE.
- [25] Castaneda, B., Ormachea, J., Rodriguez, P., & Parker, K. J. (2013). Application of numerical methods to elasticity imaging. *Mol Cell Biomech: MCB*, 10(1), 43-65.
- [26] Wu, Z., Taylor, L. S., Rubens, D. J., & Parker, K. J. (2004). Sonoelastographic imaging of interference patterns for estimation of the shear velocity of homogeneous biomaterials. *Physics in medicine and biology*, 49(6), 911.
- [27] Wu, Z. (2005). *Shear wave interferometry and holography, an application of sonoelastography* (Doctoral dissertation, University of Rochester).
- [28] Bercoff, J., Tanter, M., & Fink, M. (2004). Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping. *Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, IEEE Transactions on*, 51(4), 396-409.
- [29] Salcudean, S. E., French, D., Bachmann, S., Zahiri-Azar, R., Wen, X., & Morris, W. J. (2006). Viscoelasticity modeling of the prostate region using vibro-elastography. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-MICCAI 2006* (pp. 389-396). Springer Berlin Heidelberg.
- [30] Mohareri, O., Ruszkowski, A., Lobo, J., Ischia, J., Baghani, A., Nir, G. & Salcudean, S. (2014). Multi-parametric 3D quantitative ultrasound vibro-elastography imaging for detecting palpable prostate tumors. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-MICCAI 2014* (pp. 561-568). Springer International Publishing.

- [31] Baghani, A., Eskandari, H., Wang, W., Da Costa, D., Lathiff, M. N., Sahebjavaher, R. & Rohling, R. (2012). Real-time quantitative elasticity imaging of deep tissue using free-hand conventional ultrasound. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention–MICCAI 2012* (pp. 617-624). Springer Berlin Heidelberg.
- [32] Rivaz, H., & Rohling, R. (2005). *A hand-held probe for vibro-elastography* (pp. 613-620). Springer Berlin Heidelberg.
- [33] Partin, A., Hah, Z., Barry, C. T., Rubens, D. J., & Parker, K. J. (2014). Elasticity estimates from images of crawling waves generated by miniature surface sources. *Ultrasound in medicine & biology*, 40(4), 685-694.
- [34] Rojas, R., Ormachea, J., Salo, A., Rodríguez, P., Parker, K. J., & Castaneda, B. (2015). Crawling Waves Speed Estimation Based on the Dominant Component Analysis Paradigm. *Ultrasonic imaging*, 0161734614568651.
- [35] Ultrasonix. (2013). SonixTouch Ultrasound System. 2014, de bk ultrasound Sitio web: <http://www.bkultrasound.com/support/ultrasonix/user-manuals>
- [36] Verasonics. Technology. [En línea] [Consultado: 2015/04/11]. <<http://verasonics.com/index.php/the-vantage-advantage/>>
- [37] Visualsonics. (2014). Vevo Imaging System User Manual. Toronto.
- [38] Hah, Z., Hazard, C., Mills, B., Barry, C., Rubens, D., & Parker, K. (2012). Integration of crawling waves in an ultrasound imaging system. Part 2: signal processing and applications. *Ultrasound in medicine & biology*, 38(2), 312-323.