

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERU

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



**PONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DEL PERÚ**

**GENERACION DE PATRONES DE INTERFERENCIA UTILIZANDO
SONOELASTOGRAFIA CUANTITATIVA BAJO EL PRINCIPIO DE
HOLOGRAFIA**

**Tesis presentada para optar por el Título de Licenciado en Física que presenta
el bachiller:**

Johnny Junior Arroyo Barboza

Asesor:

Dr. Ing. Benjamín Castañeda Aphan

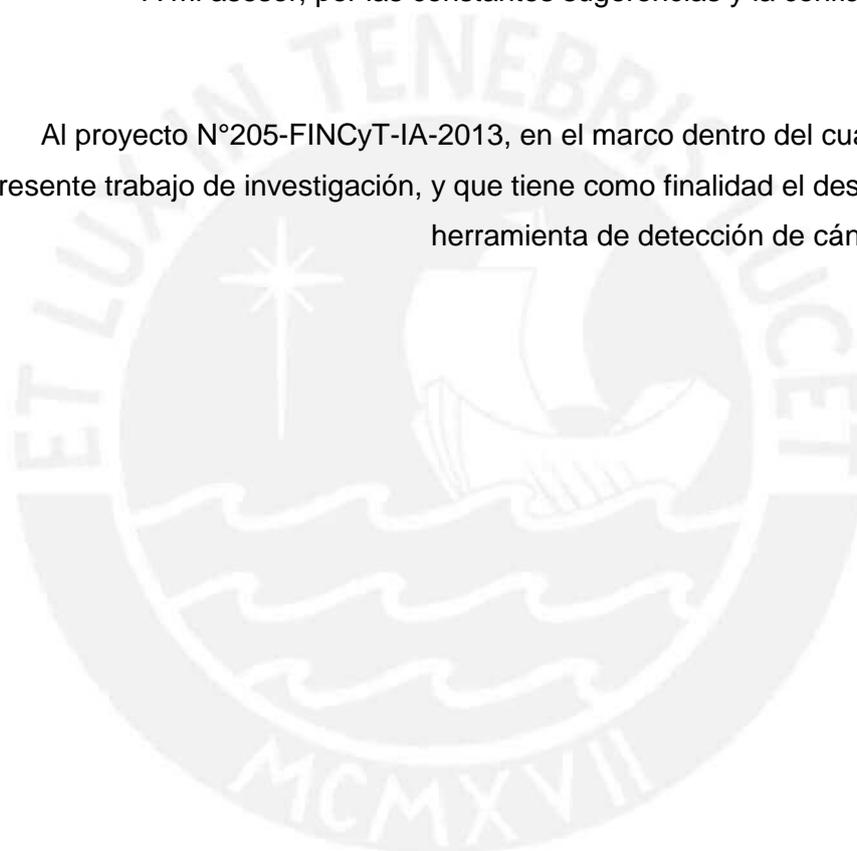
Lima, octubre de 2017



A mis padres Vicente y Nelsa, así como a mi hermana Andrea, por su constante motivación.

A mi asesor, por las constantes sugerencias y la confianza brindada.

Al proyecto N°205-FINCyT-IA-2013, en el marco dentro del cual se realiza el presente trabajo de investigación, y que tiene como finalidad el desarrollo de una herramienta de detección de cáncer de mama.



Resumen

Por lo general, la presencia o aparición de ciertas enfermedades está relacionada a la variación de las propiedades mecánicas (en particular, elásticas) del tejido blando. Entre las técnicas de caracterización de estas propiedades se encuentra la Sonoelastografía Cuantitativa, la cual se ha venido desarrollando en el Laboratorio de Imágenes Médicas de la PUCP, y cuyo funcionamiento está basado en la aplicación de vibraciones mecánicas de baja frecuencia sobre el tejido, con la finalidad de analizar la forma de propagación de la excitación inducida y caracterizar de manera cuantitativa las propiedades mecánicas mostradas.

Inicialmente se emplearon dos técnicas sonoelastográficas: Sonoelastografía de Crawling Waves (CWS) y Holografía de Onda de Corte (SWH), las cuales fueron aplicadas sobre un maniquí homogéneo de 10 % de concentración de gelatina y sobre uno de 15% de concentración de gelatina, estimando la velocidad de onda de corte en ambos maniqués, así como la desviación estándar.

A continuación se propone la Sonoelastografía por Holografía Digital (DHS), una técnica que presenta un esquema experimental sencillo, con menor instrumentación y por ende con potencial para aplicaciones *in vivo*, a diferencia de las dos técnicas previamente analizadas. Se diseña un algoritmo para la formación de patrones de interferencia, a partir de los cuales se estimó la velocidad de propagación y la desviación estándar de un maniquí de 10% de concentración de gelatina y otro de 15% de concentración.

Por último, se comparan los resultados obtenidos con las tres técnicas, usando al tiempo de vuelo para poder calcular un valor de velocidad de referencia. Para el caso del maniquí de 10% de concentración, el valor de referencia es de 2.0064 m/s, con CWS se obtuvo 2.0111 ± 0.0383 m/s, con SWH 1.9167 ± 0.0477 m/s y con DHS 2.1067 ± 0.0691 m/s. Por otro lado, para el maniquí de 15% de concentración se obtuvo un valor de referencia de 2.7916 m/s, con CWS se obtuvo 2.8170 ± 0.0565 m/s, con SWH 2.8560 ± 0.1600 m/s y con DHS 2.1449 ± 0.0957 m/s. Para cuantificar la precisión de la estimación se calculó el error relativo entre el resultado obtenido con la técnica propuesta DHS y valor de referencia en cada caso. De esta manera, el error fue de 4.99% en el caso del maniquí de 10% de concentración, mientras que en el maniquí de 15% fue de 23.16%.

En tal sentido, se concluye que la técnica realiza una adecuada estimación de velocidad de corte para maniqués de baja concentración, pues a medida que la concentración aumenta el error en la estimación también lo hace.





PONTIFICIA
**UNIVERSIDAD
CATÓLICA**
DEL PERÚ

TEMA DE TESIS

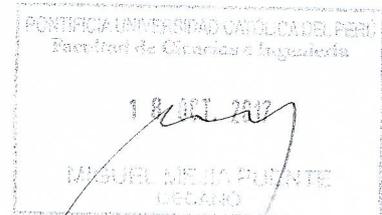
Para optar: Título de Licenciado en Física

Alumno: Johnny Junior Arroyo Barboza

Código : 20090014

Propuesto por: Johnny Junior Arroyo Barboza

Asesor: Dr. Ing. Benjamín Castañeda Aphan



Tema: GENERACION DE PATRONES DE INTERFERENCIA UTILIZANDO SONOELASTOGRAFIA CUANTITATIVA BAJO EL PRINCIPIO DE HOLOGRAFIA

N° tema: #44

Fecha: 17 de Octubre del 2017

Descripción del tema y objetivos:

Por lo general, la presencia o aparición de ciertas enfermedades está relacionada a la variación de las propiedades mecánicas (en particular, elásticas) del tejido blando. Entre las técnicas de caracterización de estas propiedades en tejido blando que se viene desarrollando en el Laboratorio de Imágenes Médicas en la PUCP se encuentra la Sonoelastografía Cuantitativa, que consiste en la aplicación de ondas mecánicas de baja frecuencia para generar patrones de interferencia que permitan posteriormente la estimación de la velocidad de propagación.

En particular, se ha venido empleando Sonoelastografía de Crawling Waves y Holografía de Onda de Corte, cuya aplicación ha sido hasta el momento *ex vivo* y sobre maniqués mas no *in vivo*, debido a su complicada configuración experimental. Por ello se propone la Sonoelastografía por Holografía Digital, que presenta un esquema experimental sencillo, requiere menos instrumentación y tiene potencial para una aplicación *in vivo* directa.

La presente tesis tiene como objetivo general el desarrollar e implementar una nueva modalidad de adquisición y formación de imágenes, denominada Sonoelastografía por Holografía Digital, para llevar a cabo la caracterización de maniqués homogéneos y de diferente concentración. Los objetivos específicos de la tesis son: (1) establecimiento del esquema experimental para la Sonoelastografía por Holografía Digital, (2) desarrollo de un algoritmo para obtener patrones de interferencia y posterior estimación de la velocidad de onda de corte y (3) obtención de estimaciones muy similares a las obtenidas con Sonoelastografía de Crawling Waves y Holografía de Onda de Corte para los maniqués empleados.

Máximo: 100 páginas





PONTIFICIA
**UNIVERSIDAD
CATÓLICA**
DEL PERÚ

Firma del asesor:

Firma del Coordinador de Especialidad:

Francisco de Zela



ÍNDICE

Introducción	1
Capítulo 1. Principios de Elastografía	3
1.1. Generalidades	3
1.2. Modalidades de Elastografía	3
1.3. Consideraciones.....	4
1.4. Objetivos	5
1.4.1. Objetivo general.....	5
1.4.2. Objetivos específicos.....	5
Capítulo 2. Sonoelastografía de Crawling Waves	6
2.1. Parte Teórica	6
2.1.1. Generación de Crawling Waves.....	6
2.1.2. Expresión matemática para la estimación de la velocidad de la onda de corte	8
2.2. Experimentos.....	9
2.2.1. Esquema Experimental.....	9
2.2.2. Producción del maniquí de experimentación.....	10
2.2.3. Procesamiento de la data	12
2.3. Resultados Experimentales	13
Capítulo 3. Holografía de onda de corte	17
3.1. Parte teórica	17
3.1.1. Principio físico de la Holografía.....	17
3.1.2. Generación del patrón de interferencia	18
3.1.3. Analogía entre Holografía de onda de corte y Holografía óptica	19
3.1.4. Expresión matemática para la estimación de la velocidad de la onda de corte	20
3.2. Experimentos.....	21
3.2.1. Esquema experimental	21
3.2.2. Procesamiento de la data	22
3.3. Resultados experimentales.....	23
Capítulo 4. Sonoelastografía por Holografía Digital	26
4.1. Esquema experimental.....	26
4.2. Elaboración del algoritmo para Holografía Digital	28
4.2.1. Conceptos previos	28
4.2.2. Diseño del algoritmo	29
4.3. Valor de referencia: Experimento de tiempo de vuelo.....	33
4.4. Resultados experimentales.....	34
4.4.1. Aplicación de Holografía Digital sobre maniqués de 10% de concentración.....	34
4.4.2. Aplicación de Holografía Digital sobre maniqués de 15% de concentración.....	36

Capítulo 5. Comparación y análisis de resultados.....	37
5.1. Aplicación de las tres técnicas sobre maniqués de 10% de concentración	37
5.2. Aplicación de las tres técnicas sobre maniqués de 15% de concentración	39
Discusión.....	42
Conclusiones.....	46
Recomendaciones.....	47
Anexo.....	48
A.1 Ultrasonido para diagnóstico médico: principios básicos y aplicación.....	48
A.2 Modalidades de ultrasonido.....	51
Bibliografía.....	53



ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1. Esquema de la propagación de ondas de corte en un medio elástico. Las fuentes planas emisoras de ondas están separadas una distancia D , y se considera al punto medio de tal separación como el origen del eje x . Tomado de Wu [2].....	6
Figura 2.2. Interferencia de ondas en una dimensión, considerando $\alpha=0.05$ [mm] ⁻¹ . La envolvente es una función coseno superpuesta por una curva coseno hiperbólica. Tomado de Wu [2].....	7
Figura 2.3. Esquema experimental empleado en la implementación de Sonoelastografía de Crawling Waves. Las fuentes de ondas están conectadas a unas barras planas que están en contacto con la muestra, oscilando verticalmente y emitiendo ondas de corte en el medio.	10
Figura 2.4. Implementación experimental del esquema correspondiente a Sonoelastografía de Crawling Waves. Las fuentes de vibración (a) emiten ondas de corte en el maniquí (b). El maniquí está colocado sobre un cubo de hierro (d) y sobre una lámina de caucho, que evita que se produzcan reflexiones en la base. Los vibradores – al estar posicionados sobre caucho - también están acústicamente aislados. La data es adquirida usando un transductor de ultrasonido (c).....	13
Figura 2.5. Parte superior: Imagen sonoelastográfica en la cual se ve la presencia de patrones de interferencia, aunque el contraste es bajo. Parte inferior: Imagen superior filtrada, donde es notorio la presencia de los patrones de interferencia mencionados.....	14
Figura 2.6. Izquierda: mapa de fase correspondiente a la interferencia. Derecha: Mapa de velocidad de onda de corte para cada punto dentro de la región de interés.	15
Figura 3.1. Esquema experimental empleado en holografía óptica. Tomado de [4].	17
Figura 3.2. Esquema experimental empleado en la implementación de la holografía de onda de corte.	21
Figura 3.3. Implementación experimental del esquema correspondiente a Holografía de Onda de Corte. Ahora, tanto el transductor como el vibrador presentan un movimiento oscilatorio.....	23
Figura 3.4. Parte superior: Imagen sonoelastográfica en la cual se ve la presencia de patrones de interferencia, el contraste es bajo. Parte inferior: Imagen superior filtrada, fácil distinción de los patrones de interferencia formados.....	24
Figura 3.5. Izquierda: mapa de fase correspondiente a la interferencia. Derecha: Mapa de velocidad de onda de corte para cada punto dentro de la región de interés.	25
Figura 4.1. Esquema experimental propuesto. A diferencia del esquema experimental de la Holografía de Onda de Corte, el vibrador es el único que actúa sobre el maniquí, el transductor está en reposo.	27
Figura 4.2. Señal RF obtenida a una frecuencia de muestreo de 40 MHz. Obtenido de http://www.ultrasonix.com	28
Figura 4.3. Secuenciación de la señal RF. Grupos de líneas RF son empaquetados en frames, y a su vez un conjunto de frames conforman la data total. Tomado de Zahiri [4].	29
Figura 4.4. Secuenciación de la señal RF. Grupos de líneas RF son empaquetados en frames, y a su vez un conjunto de frames conforman la data total. Tomado de Zahiri [4].	29

Figura 4.5. Vibrador localizado en la parte derecha del maniquí induciendo ondas de corte en el medio.	30
Figura 4.6. Vibrador y transductor oscilando con una pequeña diferencia de frecuencia entre ellos, generando un patrón de interferencia.....	30
Figura 4.7. Movimiento del transductor en función del tiempo. Para el gráfico se definió una amplitud $A = 185 \mu m$, $f = 200 Hz$ y un $\Delta f = 0.4 Hz$	31
Figura 4.8. Esquema experimental del tiempo de vuelo aplicado sobre un maniquí. Como emisor se emplea un vibrador, y como receptor a otro similar.	33
Figura 4.9. Señal amarilla: Pulso emitido por el vibrador en el maniquí. Señal turquesa: Pulso recibido por el vibrador receptor luego de ser amplificado. Para estimar la diferencia de tiempo entre ambos se usa correlación o se mide el retraso entre puntos iniciales de cada pulso.....	34
Figura 4.10. Imágenes para un maniquí al 10% de concentración de a) patrón de interferencia, b) patrón de interferencia filtrado, c) mapa de fases y d) mapa de velocidad de onda de corte obtenida tras procesar la data adquirida por medio de la aplicación de Sonoelastografía por Holografía Digital sobre un maniquí homogéneo. A partir de e) se estima la velocidad promedio=2.1067 m/s y la desviación estándar=0.0691. En otras palabras, la velocidad en el medio puede ser expresada como velocidad=2.1067±0.0691 m/s.	34
Figura 4.11. Imágenes para un maniquí al 15% de concentración de a) patrón de interferencia, b) patrón de interferencia filtrado, c) mapa de fases y d) mapa de velocidad de onda de corte obtenida tras procesar la data adquirida por medio de la aplicación de Sonoelastografía por Holografía Digital sobre un maniquí homogéneo. A partir de d) se estima la velocidad promedio=2.1449 m/s y la desviación estándar=0.0957. En otras palabras, la velocidad en el medio puede ser expresada como velocidad=2.1449±0.0957 m/s..	36
Figura 5.1. Imágenes correspondientes a una maniquí de 10% de concentración. A la izquierda: Resultado de la aplicación de Sonoelastografía de Crawling Waves (CWS). Al centro: Resultado de la aplicación de Holografía de onda de corte (SWH). Por último, a la derecha, resultado de la aplicación de la técnica propuesta: Sonoelastografía por Holografía Digital (DHS).	38
Figura 5.2. Imágenes correspondientes a una maniquí de 15% de concentración. A la izquierda: Resultado de la aplicación de Sonoelastografía de Crawling Waves (CWS). Al centro: Resultado de la aplicación de Holografía de onda de corte (SWH). Por último, a la derecha, resultado de la aplicación de la técnica propuesta: Sonoelastografía por Holografía Digital (SWH).....	39
Figura 6.1. Secuenciación de la señal RF. Grupos de líneas RF son almacenados en matrices, y a su vez un conjunto de matrices conforman la data total. Tomado de Zahiri [4].	44
Figura 6.2. Sistema posicionador de 3 ejes, con el cual se puede realizar la adquisición de señales RF.....	45

Introducción

El cáncer es una enfermedad de alta incidencia tanto a nivel local como a nivel mundial, que concentra la atención pública no sólo por la alta mortalidad que registra, sino también por los diversos tipos de discapacidad que puede llegar a generar. La tendencia indica que el número de casos se incrementa con el transcurso de los años. Esto principalmente se debe a dos factores identificables: detección tardía y menor acceso a tratamientos pertinentes. De esta manera, una forma de frenar estos altos índices sería adquirir la capacidad de detectar la enfermedad en etapas tempranas, de manera que los tratamientos sean más eficaces y el impacto físico y psicológico sobre las personas se reduzca.

Una característica física distinguible de la aparición de la enfermedad es la formación de tumores, ya sean benignos o malignos, cuyo tamaño aumenta a medida que la enfermedad progresa. De esta manera, un enfoque hacia un diagnóstico temprano de la enfermedad sería la detección de estos.

Para ello, diversas técnicas han sido empleadas hasta el momento, como la palpación y la biopsia. Sin embargo, ambas presentan cierto grado de desventaja como método de diagnóstico. En primer lugar, la palpación requiere que se presenten determinadas características en el tumor y su entorno (por lo general tejido blando). Entre ellas, que el tumor esté ubicado cerca de la superficie del tejido, de manera que sea perceptible al tacto. Adicionalmente, que el contraste de rigidez entre el tumor y su entorno sea lo suficientemente grande como para ser detectado. Por otro lado, la biopsia es una técnica denominada *gold standard* en cuanto a detección se refiere (en lo relativo al cáncer de próstata, mama, tiroides, hígado, entre otros [1]). Sin embargo, es una técnica invasiva, cuyo procedimiento por lo general resulta muy doloroso y existe el riesgo de complicaciones posteriores. Además, es susceptible a errores en la toma de muestras, debido a la forma en la cual se realiza la adquisición. En particular, para el caso del hígado, se selecciona un punto de todo del órgano y se extrae una porción del mismo con ayuda de una aguja. Dado que tal punto puede o no ser parte de la lesión, existe riesgo de un diagnóstico errado, generando variabilidad de resultados al repetirse las tomas.

Frente a ese panorama, se hace necesaria la aplicación de una técnica no invasiva y cuya repetitividad sea garantizada en gran medida, excluyendo la influencia humana al momento de realizar el diagnóstico.

En la presente tesis se tendrá como eje central a la Sonoelastografía Cuantitativa. En el primer capítulo se hace un repaso al estado del arte de la Elastografía, mostrando el grupo de modalidades existentes y distinguiendo el motivo por el cual se optó por emplear Sonoelastografía Cuantitativa. En el segundo capítulo se aborda la Sonoelastografía de Crawling Waves, partiendo del fondo matemático y mostrando el procedimiento experimental seguido. En el tercer capítulo se realiza algo similar, con la diferencia que ahora se aborda la Holografía de Onda de Corte. En el cuarto capítulo se introduce la técnica propuesta, Sonoelastografía por Holografía Digital, donde se explica la idea del algoritmo para el procesamiento de la data y la ventaja que significa su implementación. En el quinto capítulo se realiza el análisis de resultados, donde se comparan numéricamente los resultados obtenidos con cada una de las tres técnicas discutidas al ser aplicadas sobre maniqués de diferente concentración. Por último se realiza una breve discusión y se presentan las conclusiones correspondientes.



Capítulo 1. Principios de Elastografía

1.1. Generalidades

El nombre engloba un conjunto de técnicas no invasivas que tienen como finalidad la estimación de la rigidez de una zona específica de un tejido bajo análisis, ya sea de manera cualitativa o cuantitativa. Este grado de rigidez o dureza está relacionado con el estado patológico del tejido blando [1], de allí que permita obtener conclusiones más específicas en ciertos aspectos (i.e. permite distinguir la benignidad o malignidad de tumores tras comparar su módulo elástico). Por ello, está siendo usada como prueba extra o de soporte para exámenes de ultrasonido u otras.

La elastografía ha sido aplicada a diversos casos clínicos, como detección de inclusiones en la mama, el hígado, la próstata y la tiroides. En todas ellas se han obtenido buenos resultados [1].

1.2. Modalidades de Elastografía

Como se mencionó, el nombre hace referencia a una variedad de técnicas, entre las cuales están la Sonoelastografía de Vibración, la Elastografía de Compresión, la Elastografía de Resonancia Magnética, la Elastografía Transitoria, ARFI (Acoustic Radiation Force Impulse), Sonoelastografía de Crawling Waves, SWEI (Shear Wave Elasticity Imaging) y Vibro-elastografía. En la tabla 1 se describen aspectos importantes de cada una de las técnicas mencionadas.

Tabla 1. Modalidades de Elastografía, descripción general.

MODALIDAD	TIPO DE RESULTADO	FUERZA APLICADA	PARÁMETRO MEDIDO	AUTOR AÑO
Sonoelastografía de vibración	Cualitativo	Mecánica	Amplitud de vibración	Lerner, Parker 1987
Elastografía de compresión	Cualitativo	Mecánica	Deformación	Ophir 1991

Elastografía de resonancia magnética	Cuantitativo	Mecánica	Rigidez	Manduca 2001
Elastografía transitoria	Cuantitativo	Mecánica	Velocidad de onda de corte	Catheline 1999
ARFI	Cualitativo	Fuerza de radiación	Desplazamiento máximo	Nightingale 1999
Sonoelastografía de Crawling Waves	Cuantitativo	Mecánica	Velocidad de onda de corte	Wu 2004
SWEI	Cuantitativo	Fuerza de Radiación	Velocidad de onda de corte	Sarvazyan 2004
Vibro-elastografía	Cuantitativo	Mecánica	Elasticidad	Turgay – Rohling 2004

1.3. Consideraciones

La Sonoelastografía Cuantitativa es una técnica no invasiva, que emplea excitación mecánica sobre el tejido (no implica riesgos para el paciente) y que brinda resultados cuantitativos, lo cual permite una mejor distinción del estado del tejido analizado. Es una técnica que se ha venido investigando en el Laboratorio de Imágenes Médicas (LIM) de la PUCP, pero hasta el momento sólo en casos *ex vivo*.

Por ello, con la intención de extender el estudio a casos *in vivo*, se estudia la posibilidad de implementar una nueva modalidad, Sonoelastografía por Holografía Digital, la cual se caracterizaría por un esquema experimental más sencillo, requeriría una menor cantidad de instrumentación en comparación a las técnicas existentes y por ende un menor costo de implementación.

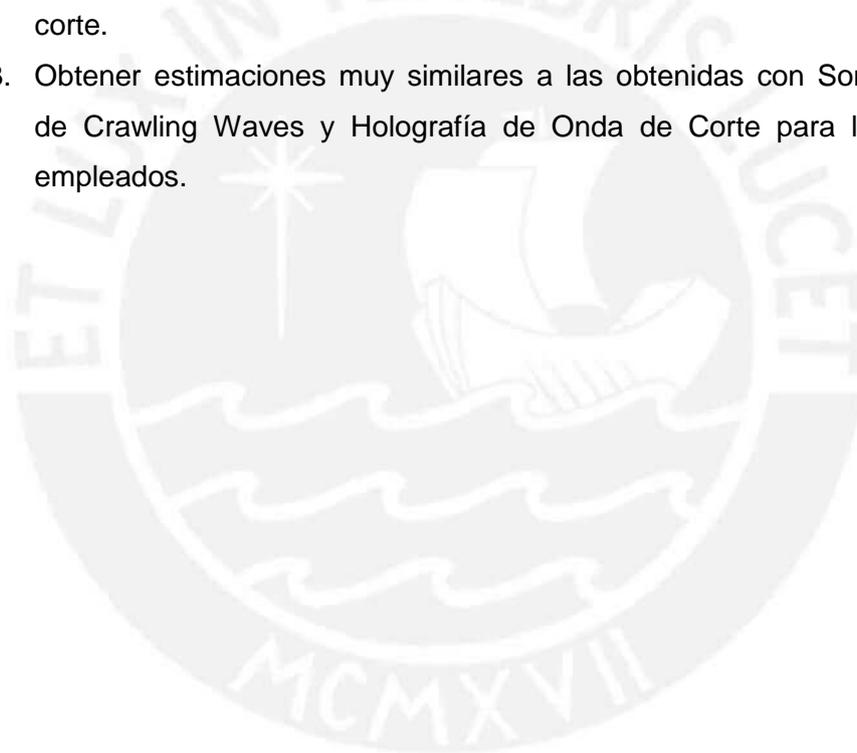
1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo general

Desarrollo e implementación de una nueva modalidad de adquisición de imágenes, denominada Sonoelastografía de Holografía Digital, para llevar a cabo la caracterización de maniqués homogéneos y de diferente concentración.

1.4.2. Objetivos específicos

1. Establecimiento del esquema experimental para Sonoelastografía por Holografía Digital.
2. Desarrollo de un algoritmo para – a partir del esquema experimental – obtener patrones de interferencia y poder estimar la velocidad de onda de corte.
3. Obtener estimaciones muy similares a las obtenidas con Sonoelastografía de Crawling Waves y Holografía de Onda de Corte para los maniqués empleados.



Capítulo 2. Sonoelastografía de Crawling Waves

Es una técnica propuesta por Wu [2], donde el fenómeno físico predominante es la interferencia de ondas. En esta técnica, dos fuentes vibratorias son colocadas a los lados de un maniquí en sentidos opuestos, apuntando una hacia la otra, ambas emitiendo ondas de corte. Ello originará la aparición de un patrón de interferencia que se moverá lentamente (llamada *crawling wave* en la literatura) a través del área de análisis, con la finalidad de excitar el tejido e inferir propiedades mecánicas a partir de la amplitud de vibración resultante. Este patrón móvil se originará siempre que las fuentes tengan una ligera diferencia de frecuencia entre ellas (usualmente, 0.4 Hz); caso contrario, se quedará estático en el medio. Tras analizar el movimiento del patrón de interferencia en el tiempo y la separación entre franjas de interferencia, es posible determinar cuantitativamente la velocidad de corte dentro del maniquí, a partir de la cual - empleando una simple relación matemática - es factible calcular el módulo de elasticidad.

2.1. Parte Teórica

2.1.1. Generación de Crawling Waves

Para realizar el análisis del fenómeno se considerará el eje x de propagación, como el mostrado en la figura 2.1.

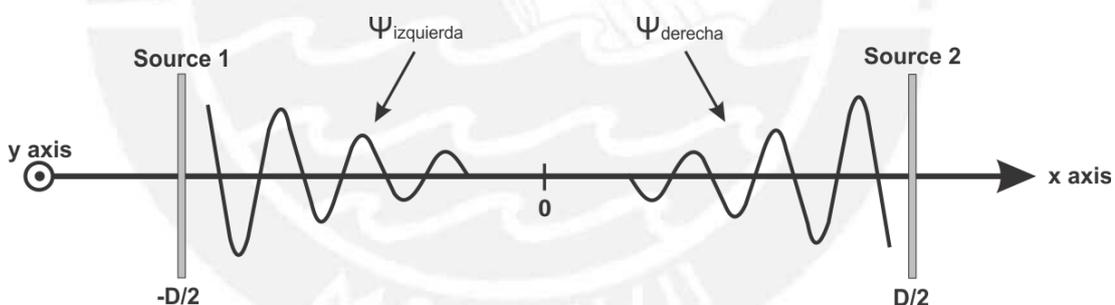


Figura 2.1. Esquema de la propagación de ondas de corte en un medio elástico. Las fuentes planas emisoras de ondas están separadas una distancia D , y se considera al punto medio de tal separación como el origen del eje x . Tomado de Wu [2].

Se va a considerar un medio de propagación homogéneo. Bajo este supuesto, las ondas provenientes de la fuente derecha e izquierda son:

$$\psi_{derecha} = e^{-\alpha(x+D/2)} e^{-i(k_1(x+D/2)-\omega_1 t)} \quad (2.1)$$

$$\psi_{izquierda} = e^{-\alpha(D/2-x)} e^{-i(k_2(D/2-x)-\omega_2 t)} \quad (2.2)$$

Donde α : Coeficiente de atenuación

D : Separación entre fuentes

La onda resultante será:

$$\psi = \psi_{derecha} + \psi_{izquierda}$$

En las imágenes sonoelastográficas sólo se muestra la envolvente de la señal, la cual adquiere la forma:

$$|\psi|^2 = (\psi_{derecha} + \psi_{izquierda})(\psi_{derecha}^* + \psi_{izquierda}^*)$$

$$|\psi|^2 = \exp(-\alpha D)\{\exp(2ax) + \exp(-2ax) + \exp(2ikx) + \exp(-2ikx)\} \quad (2.3)$$

Pero, por definición,

$$\cosh(x) = \frac{e^x + e^{-x}}{2} \quad (2.4)$$

$$\cos(x) = \frac{e^{ix} + e^{-ix}}{2} \quad (2.5)$$

De esta manera,

$$|\psi|^2 = 2\exp(-\alpha D)[\cosh(2ax) + \cos(2kx)] \quad (2.6)$$

En el eje x , luego de producida la interferencia, la interferencia será similar a la mostrada en la figura 2.2.

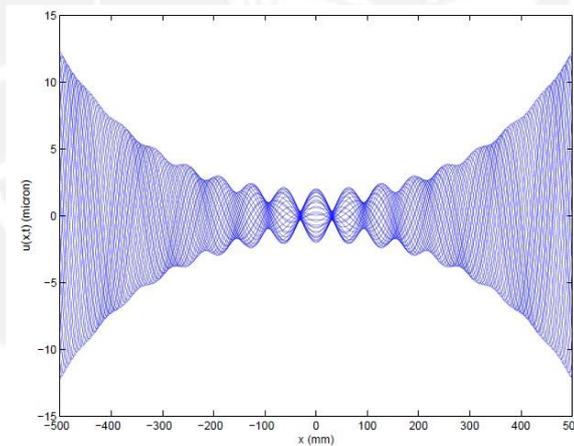


Figura 2.2. Interferencia de ondas en una dimensión, considerando $\alpha=0.05 \text{ mm}^{-1}$. La envolvente es una función coseno superpuesta por una curva coseno hiperbólica. Tomado de Wu [2].

Dado que el término cosenoidal presenta una magnitud constante, el contraste es modulado por el término coseno hiperbólico. A partir de la figura, se evidencia que en la región central $x = 0$ el contraste es mayor, permitiendo distinguir claramente los nodos y antinodos de la interferencia. Por este motivo, experimentalmente resulta conveniente colocar el transductor de ultrasonido en la región central. Adicionalmente, a partir del término cosenoidal, se identifica que la frecuencia

espacial es $2k$. Así, se puede concluir que el espaciado entre franjas es la mitad de la longitud de onda de corte.

Pero se dijo que habría una leve variación de frecuencia para lograr que la onda resultante se desplace, en otras palabras, para producir crawling waves. De esta manera:

$$k_1 = k \quad (2.7)$$

$$k_2 = k + \Delta k \quad (2.8)$$

$$\omega_1 = \omega \quad (2.9)$$

$$\omega_2 = \omega + \Delta\omega \quad (2.10)$$

Con ello, la ecuación de la onda resultante se convierte en:

$$|\psi|^2 = 2\exp(-\alpha D)[\cosh(2\alpha x) + \cos(2kx + \Delta kx + \Delta\omega t)] \quad (2.11)$$

2.1.2. Expresión matemática para la estimación de la velocidad de la onda de corte

Si se digitaliza la expresión 2.11, se obtiene:

$$S(n, r) = 2\exp(-\alpha D)[\cosh(2\alpha nT_n) + \cos(2k_s nT_n + \Delta k_s nT_n + \Delta\omega_s rT_r)] \quad (2.12)$$

Donde n, r : enteros y $x = nT_n$, $t = rT_r$

T_n : Intervalo de muestreo espacial en el eje de propagación de la onda resultante.

T_r : Intervalo de muestreo temporal

k_s : Número de onda de corte (el subíndice s proviene de shear, su equivalente en inglés).

La velocidad de la onda de corte en una dirección puede ser hallada si se obtiene la derivada espacial de la fase de (2.12) con respecto a la dirección de propagación (en el caso actual, con respecto a n).

$$\begin{aligned} \frac{\partial \phi}{\partial n} &= \frac{\partial}{\partial n}(2k_s nT_n + \Delta k_s nT_n + \Delta\omega_s rT_r) \\ &= 2k_s T_n + \Delta k_s T_n = (2k_s + \Delta k_s)T_n \end{aligned} \quad (2.13)$$

Pero en este punto se puede hacer uso de la expresión ya conocida:

$$k_s = \frac{2\pi f_s}{c_s} \quad (2.14)$$

Donde c_s : velocidad de corte. Así, (2.13) puede ser reescrita como:

$$\phi' = 2\pi \left(\frac{2f_s}{c_s} + \frac{\Delta f_s}{c_s} \right) T_n \quad (2.15)$$

Finalmente,

$$c_s = \frac{2\pi(2f_s + \Delta f_s)T_n}{\phi'} \quad (2.16)$$

Observación: Vale decir que en la última expresión hace falta realizar una conversión. La cantidad ϕ' está originalmente en *rad/pix* y lo que se busca son medidas en *rad/mm*.

Lo que se hace es aplicar (2.16) tanto para el eje n como para el eje m (o dicho de otra forma, para el eje horizontal y vertical), para una mayor precisión en la estimación. Luego de ello, se halla la velocidad de la onda de corte propagada en el tejido, empleando la relación (2.17),

$$\langle c_s \rangle_{2D} = \frac{\langle c_s \rangle_m}{\sqrt{\left(\frac{\langle c_s \rangle_m}{\langle c_s \rangle_n} \right)^2 + 1}} \quad (2.17)$$

Observación: Para la derivación de (2.17) se siguió el desarrollo propuesto en el algoritmo de Phase Derivative; sin embargo, hay otros enfoques como el propuesto por Hoyt (6) y Kasai.

2.2. Experimentos

2.2.1. Esquema Experimental

El esquema que se emplea generalmente para la aplicación de la Sonoelastografía de Crawling Waves aparece en la figura 2.3.

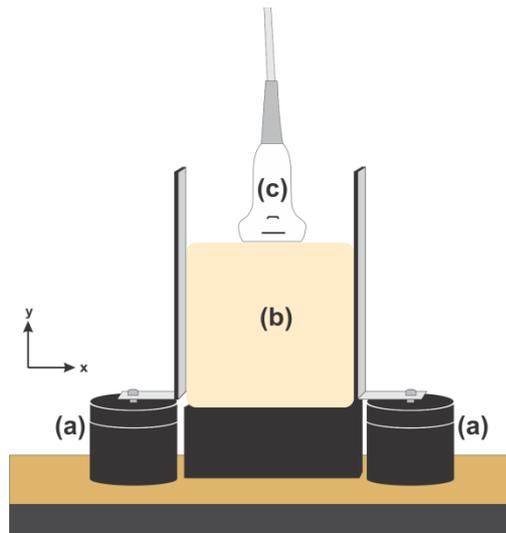


Figura 2.3. Esquema experimental empleado en la implementación de Sonoelastografía de Crawling Waves. Las fuentes de ondas están conectadas a unas barras planas que están en contacto con la muestra, oscilando verticalmente y emitiendo ondas de corte en el medio.

Componentes:

- (a) Fuentes vibratorias planas.
- (b) Muestra, en este caso un maniquí.
- (c) Transductor, que será el que registre la información.

Como se ve, el esquema consta de dos fuentes vibratorias (mini shaker tipo 4810, Bruel & Kjaer- Dinamarca), las cuales están conectadas a un generador de señales (Tektronic- USA) y un amplificador (Teac- USA), y que irán posicionadas a los extremos de un maniquí, que simulará al tejido humano. Además, el transductor (L14-5 Ultrasonix) es parte de un escáner de ultrasonido (Ultrasonix touch, British Columbia- Canadá), que servirá para adquirir la data.

El procedimiento de la obtención de la data es el siguiente: Se emiten ondas empleando ambas fuentes, con una frecuencia que va a diferir levemente entre ambas. Por lo general, se emplea una frecuencia entre 150- 400 Hz, con una diferencia de 0.4 Hz entre fuentes. De esta manera, se va a producir una onda resultante que se desplazará hacia la fuente que tiene menor frecuencia, como producto de la interferencia de las ondas primarias emitidas. Debido a la manera de comportarse de esta onda resultante, recibe el nombre de crawling wave. Con el transductor se adquirirá data de este fenómeno, que será almacenado en la memoria del equipo de ultrasonido, el cual estará disponible para ser procesado.

2.2.2. Producción del maniquí de experimentación

Para realizar las pruebas de las técnicas a tratar, no se va a emplear tejido humano, sino un material – denominado maniquí - que simule apropiadamente sus

características elásticas y acústicas (velocidad de propagación de ondas en dicho medio). Por ello, antes de desarrollar la parte experimental, es indispensable establecer la forma en la cual se produce el maniquí, que es sobre el cual se inducirán las ondas de corte. Para ello, se emplean insumos y equipos que están a disposición en el Laboratorio de Imágenes Médicas. Éstos son gelatina, agua, maicena, sal y colapiz. Su proporción dentro de la preparación varía dependiendo de la concentración que se le quiera dar al maniquí. Las cantidades usadas se muestran en la tabla 2.

Tabla 2. Insumos y cantidad necesaria para la elaboración de maniquí de una concentración del 10% de gelatina.

Insumo	Cantidad
Gelatina	222 g
Maicena	20 g
Sal	9 g
Colapez	1 sobre de 20 g
Agua	1 L

Adicionalmente, se emplearon diversos instrumentos y objetos. Éstos están descritos en la tabla 3.

Tabla 3. Equipo empleado para la elaboración del maniquí.

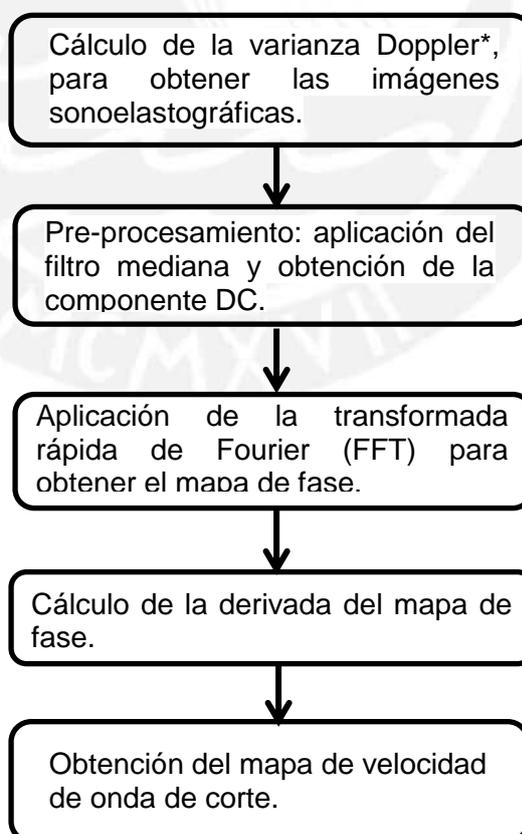
Equipo / instrumentos	finalidad
Termocupla	Monitoreo de la temperatura de la preparación.
Taper de 1 L de capacidad	Servir de molde para la forma del maniquí, así como de sus dimensiones.

Balanza	Pesar las cantidades correctas de cada insumo.
Barra magnética	Remover el agua mientras se realiza el proceso de mezclado.

El procedimiento es el siguiente: Se mezclan los ingredientes en una cantidad de agua calentada a 100°C. A medida que se van agregando, se va removiendo y retirando las impurezas y burbujas que surjan en la superficie. Una vez disuelto, se espera hasta que enfríe hasta aproximadamente 30°C. Se unta un recipiente con vaselina para evitar que el maniquí se adhiera a éste, y posteriormente se vierte en él la mezcla preparada. Luego, se refrigera hasta que adquiera la consistencia deseada. Una vez refrigerado, el proceso de despegado es inmediato, para finalmente obtener el maniquí.

2.2.3. Procesamiento de la data

A continuación se muestra un diagrama de flujo en el cual se explica el método empleado en el procesamiento de la data, siguiendo el método de Phase Derivative.



2.3. Resultados Experimentales

El esquema experimental correspondiente a la técnica fue implementado en el Laboratorio de Imágenes Médicas, con la finalidad de adquirir la data para posteriormente procesarla. Esta implementación se muestra en la figura 2.4.

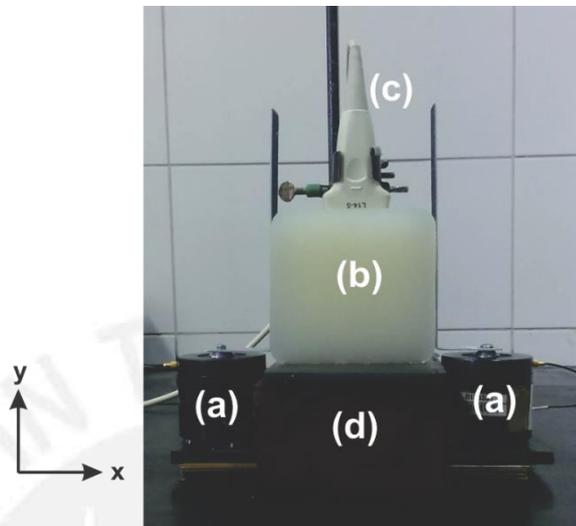


Figura 2.4. Implementación experimental del esquema correspondiente a Sonoelastografía de Crawling Waves. Las fuentes de vibración (a) emiten ondas de corte en el maniquí (b). El maniquí está colocado sobre un cubo de hierro (d) y sobre una lámina de caucho, que evita que se produzcan reflexiones en la base. Las fuentes de vibración – al estar posicionados sobre caucho - también están acústicamente aislados. La data es adquirida usando un transductor de ultrasonido (c).

Al implementar el experimento según lo mostrado en la figura 2.3, usando una frecuencia de 200 Hz en un vibrador y 200.4 Hz en el otro, y visualizando la interferencia producida usando el modo Power Doppler del escáner de ultrasonido, se puede apreciar la formación de un patrón de interferencia móvil de franjas verticales, que se desplaza en dirección de la fuente con menor frecuencia. La data es adquirida usando el transductor lineal firmemente sujetado y en reposo, la cual fue posteriormente procesada usando el software MATLAB.

El primer paso fue filtrar el ruido de la imagen. Para esto, se empleó un filtro mediana y se redujo el DC, obteniendo una mejora distinguible, como se ve en la figura 2.5.

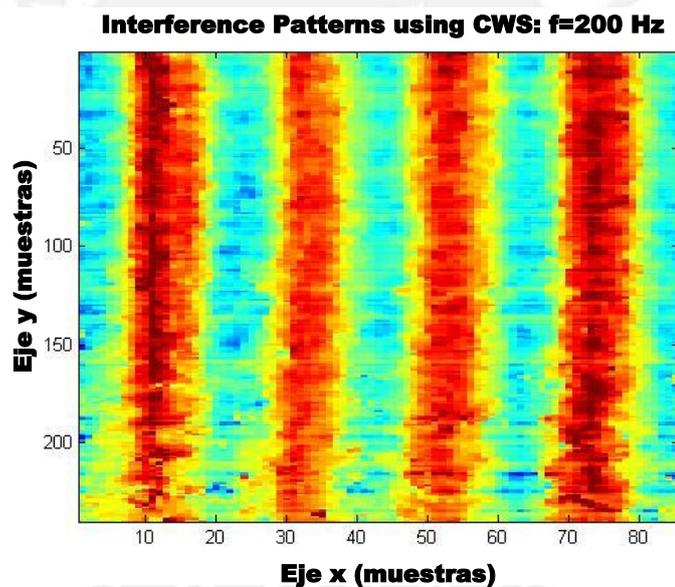
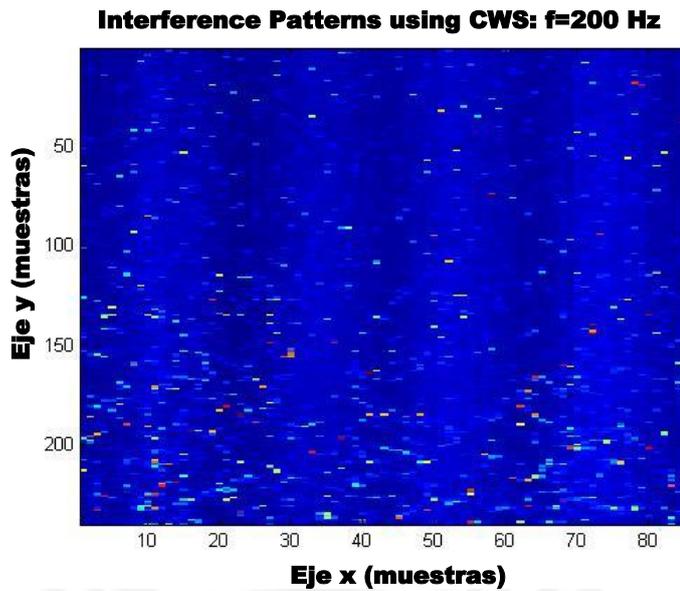


Figura 2.5. Parte superior: Imagen sonoelastográfica en la cual se ve la presencia de patrones de interferencia, aunque el contraste es bajo. Parte inferior: Imagen superior filtrada, donde es notorio la presencia de los patrones de interferencia mencionados.

Luego, se halla el mapa de fases aplicando la transformada de Fourier; sin embargo, lo que en realidad se usará es la derivada de este mapa. Por ello, se aplican los comandos “unwrap” y “smooth” para suavizar la imagen previa a la derivación, pues caso contrario los picos iniciales no hubiesen permitido derivar. Finalmente, la derivada de la fase tras aplicar “smooth” se reemplaza en la ecuación (2.16) y de ser requerido también en la ecuación (2.17), obteniendo de esta manera el mapa de velocidades como en la figura 2.6.

Es importante indicar la forma en la cual se convierte de píxeles a mm. Según el número de elementos de piezoeléctricos presentes en el transductor, así como la dimensión y separación entre ellos, se puede conocer el área en mm analizada cuando se realiza un experimento. Luego, basta una simple regla de tres entre el número de píxeles en la imagen y la dimensión del área analizada para convertir las unidades de píxeles a *mm*.

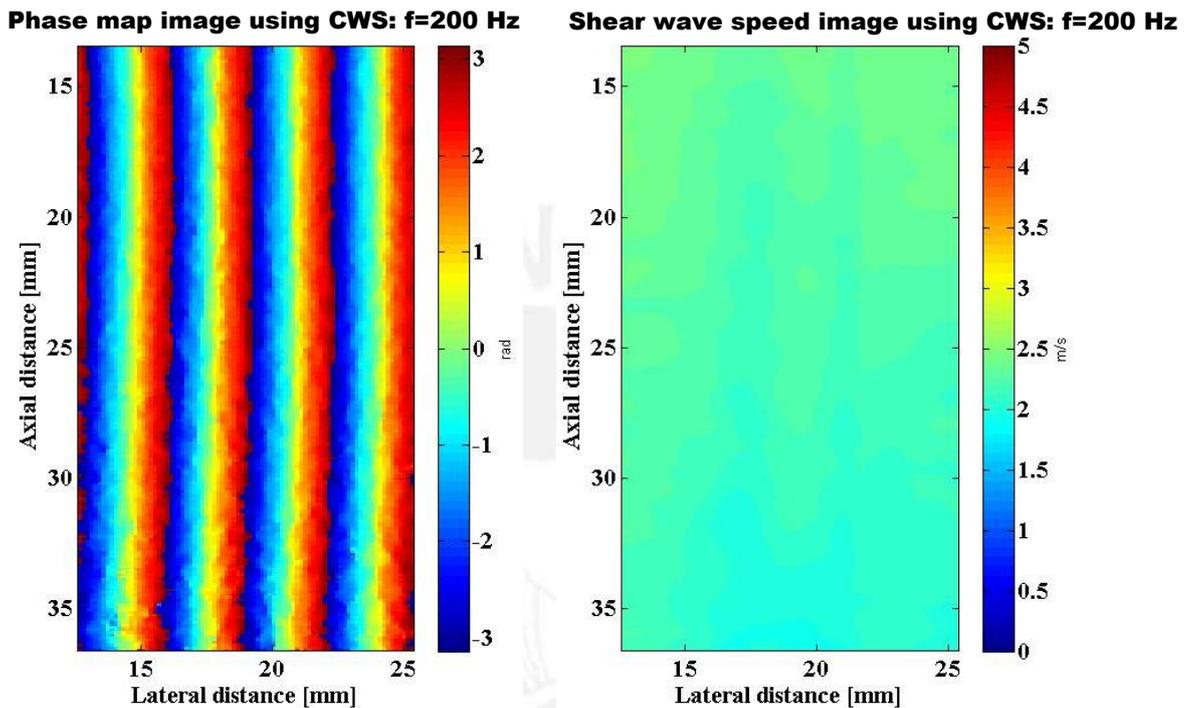


Figura 2.6. Izquierda: mapa de fase correspondiente a la interferencia. Derecha: Mapa de velocidad de onda de corte para cada punto dentro de la región de interés.

Tabla 4. Valor medio y desviación estándar respectiva para los resultados finales obtenidos luego de estimar la velocidad de onda de corte en un maniquí homogéneo de 12% de concentración de gelatina.

Mapa de Velocidad de Onda de Corte (m/s)
Velocidad promedio: 2.1804
Desviación estándar: 0.0492

De la tabla 4 se ve la baja desviación estándar de los datos; por otro lado, visualmente los mapas tienden a presentar un comportamiento homogéneo. Ello era esperable, pues el maniquí sobre el cual se trabajó no tenía inclusión, era homogéneo.



Capítulo 3. Holografía de onda de corte

Como se ha visto, con el empleo de la Sonoelastografía de Crawling Waves, los patrones de interferencia de ondas de corte se obtienen a partir de ondas generadas por dos fuentes colocadas una opuesta a la otra. Sin embargo, tal arreglo resulta poco práctico de reproducir en muchas situaciones. Asimismo, los patrones de interferencia que se obtienen al realizar el experimento no preservan los frentes de onda originales.

Debido a lo anteriormente señalado, se dio el desarrollo de una técnica alternativa que - aparte de tener un arreglo esquemático más simple - tiene la ventaja de permitir la visualización exacta de las ondas de corte en el tejido.

3.1. Parte teórica

3.1.1. Principio físico de la Holografía

En primer lugar, es necesario entender cómo se produce el fenómeno de la holografía óptica. El esquema experimental está dado en la imagen 3.1.

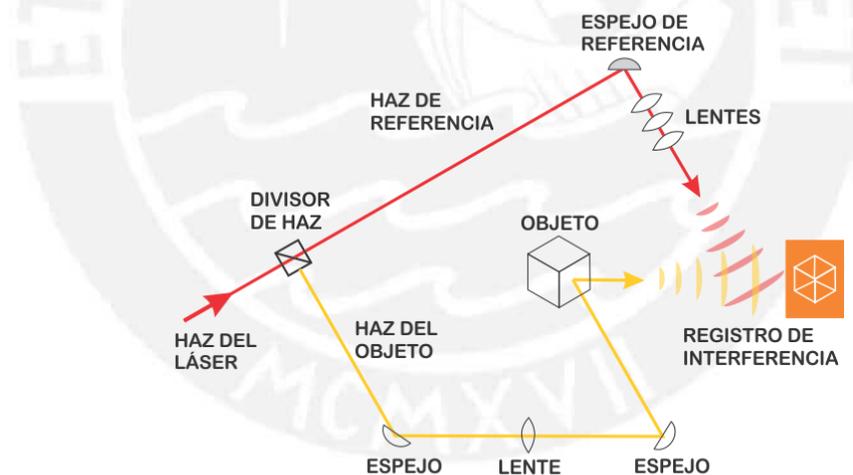


Figura 3.1. Esquema experimental empleado en holografía óptica. Tomado de [4].

Un haz de luz coherente (láser) es separado en dos por un divisor de haz. De esta manera, se obtienen dos nuevos haces, el haz 1 (haz del objeto) y el haz 2 (haz de referencia). El haz del objeto incide sobre el objeto a reproducir, “guardando” información del mismo: intensidad o reflectividad en la parte de su amplitud, y su forma geométrica en la parte de la fase. Así, toda la información requerida para su

posterior reproducción está codificada en este haz. Por otra parte, lo que hace el haz de referencia es modular el haz del objeto, es decir, “engranar” las variaciones de amplitud con las fases correspondientes. Estos inciden sobre la película fotográfica, registrando un patrón de interferencia. Una vez revelada la película, recibe el nombre de holograma.

Para la reconstrucción de la imagen del objeto se coloca la película revelada en la misma en la posición de grabado y se emplea un haz de referencia similar al usado previamente. Bajo este esquema - y por interacción entre el haz y la estructura grabada -, aparecen rayos difractados que coinciden con los rayos reflejados por el objeto grabado, viéndose de forma tridimensional.

Esta idea ha servido de base para el desarrollo de una técnica elastográfica, llamada Holografía de onda de corte. Luego de la presentación del esquema de esta técnica se hará un símil entre sus fundamentos y la holografía óptica.

3.1.2. Generación del patrón de interferencia

La técnica de Holografía de onda de corte presenta una diferencia radical con respecto al esquema empleado para la obtención de Crawling Waves: solo una fuente de vibración entra en contacto con el maniquí y emite ondas por un lado del mismo. Adicionalmente, el transductor de ultrasonido oscilará de manera vertical (ver figura 3.2). Cuando la acción de la fuente de vibración y el movimiento del transductor se combinan, se origina un patrón de interferencia. Al igual que para Crawling Waves, se requiere que el patrón sea móvil, por lo cual se introduce una leve diferencia de frecuencia entre la frecuencia de vibración de la fuente y la frecuencia de oscilación del transductor. Si se asume que el frente de ondas producido por la fuente está descrita por $s(x)$ y que la amplitud de oscilación local de cada punto dentro del medio viene dado por $f(x)$, se tiene:

$$U(x, t) = f(x) * \exp[i(\omega t - s(x))] \quad (3.1)$$

Los frentes de onda producidos deben cumplir:

$$\omega t - s(x) = \varphi$$

$$\omega t = \varphi + s(x)$$

Derivando:

$$\omega dt = s'(x)dx$$

$$c_s = \frac{dx}{dt} = \frac{\omega}{s'(x)} \quad (3.2)$$

Pero el transductor también oscila, según:

$$R(t) = A \exp[i(\omega - \Delta\omega)t] \quad (3.3)$$

Lo que se registrará con el escáner de ultrasonido será la amplitud de cada punto del medio con respecto al transductor. Teniendo las ecuaciones de movimiento tanto para el transductor como para cada punto del medio, y notando que ahora el sistema de referencia (el transductor) se mueve periódicamente, se debe aplicar la teoría del movimiento relativo y así conocer la amplitud de vibración de cada punto respecto al transductor:

$$P(x, t) = U(x, t) - R(t) = f(x) \exp[i(\omega t - s(x))] - A \exp[i(\omega - \Delta\omega)t] \quad (3.4)$$

Con ello, el cuadrado de la amplitud de vibración generada es

$$|P(x, t)|^2 = f(x)^2 + A^2 - 2Af(x)\cos(\Delta\omega t - s(x)) \quad (3.5)$$

Lo cual se denomina “modulación de onda”, ya que la onda de corte ha sido modulada por el movimiento del transductor.

Resulta interesante notar que el movimiento del transductor es el responsable de la aparición de franjas de interferencia, pues (3.1) solamente describirá un campo de vibración que irá disminuyendo en amplitud a medida que la distancia con respecto a la fuente aumenta. Esto se hace evidente a partir de analizar la ecuación (3.5), donde se verifica la presencia de un factor coseno, que justamente caracteriza a las franjas de interferencia. Adicionalmente, como este término depende del tiempo, la localización de las franjas debería cambiar para cada instante dado, con lo cual el patrón de interferencia mostrado debe ser dinámico, moviéndose en dirección del lado donde no hay fuente de vibración.

3.1.3. Analogía entre Holografía de onda de corte y Holografía óptica

Como se ha mencionado, en la holografía óptica se divide un haz en dos, resultando uno de referencia y otro que incide en el objeto. Posteriormente, ambos coinciden e interfieren, generando franjas de interferencia que son grabados en una película.

En la holografía de onda de corte, un generador de ondas predefine una señal sinusoidal, que va dirigida a dos fuentes de vibración: una en contacto con el tejido,

y otra que va acoplada al transductor. Esto puede ser visto como producto de la acción del divisor de haz de holografía óptica, generando un haz de referencia (movimiento sinusoidal del transductor) y haz de objeto (señal sinusoidal que incide sobre el tejido). Posteriormente, el haz de referencia (movimiento del transductor) va a interferir con las ondas de corte propagadas en el tejido, para codificar o “engranar” la componente de fase de las ondas con los correspondientes cambios de amplitud (franjas de interferencia). Las franjas, en vez de ser grabadas en alguna placa, son visualizadas con el escáner de ultrasonido.

3.1.4. Expresión matemática para la estimación de la velocidad de la onda de corte

La envolvente para este caso viene dada por (3.5). Dada la naturaleza de las fuentes de ondas empleadas experimentalmente, en el presente caso se puede considerar

$$s(x) = k_s x$$

Entonces, digitalizando la señal,

$$S(n, r) = f(nT_n)^2 + A^2 - 2Af(nT_n) \cos(\Delta\omega r T_r - k_s n T_n) \quad (3.6)$$

Dado que la función coseno es una función par,

$$S(n, r) = f(nT_n)^2 + A^2 - 2Af(nT_n) \cos(k_s n T_n - \Delta\omega r T_r) \quad (3.7)$$

Donde n, r : enteros

T_n : Intervalo de muestreo espacial en el eje de propagación de la onda resultante.

T_r : Intervalo de muestreo temporal

Como se hizo en el caso anterior y por el mismo motivo explicado, se toma la derivada de la fase con respecto a n .

$$\frac{\partial \phi}{\partial n} = \frac{\partial}{\partial n} (k_s n T_n - \Delta\omega r T_r) = k_s T_n \quad (3.8)$$

Y empleando la expresión conocida (2.14),

$$\phi' = \frac{2\pi f_s T_n}{c_s} \quad (3.9)$$

$$c_s = \frac{2\pi f_s T_n}{\phi'} \quad (3.10)$$

Para extender el análisis a 2D, se puede recurrir a la ecuación (2.17).

3.2. Experimentos

3.2.1. Esquema experimental

En esta técnica, el que será el marco de referencia y el que percibirá la señal producida en la muestra será el transductor. El esquema experimental aparece en la figura 3.2.

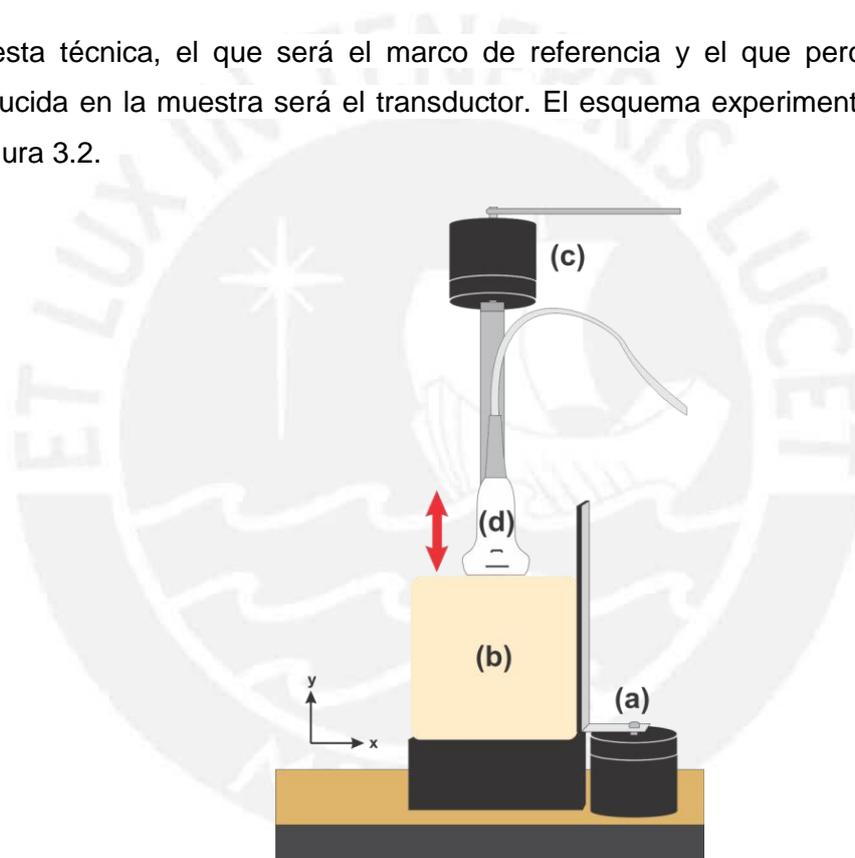


Figura 3.2. Esquema experimental empleado en la implementación de la holografía de onda de corte. Solo una fuente entra en contacto con la muestra, y el transductor debe seguir un movimiento sinusoidal.

Los componentes del esquema de la figura 3.2 son:

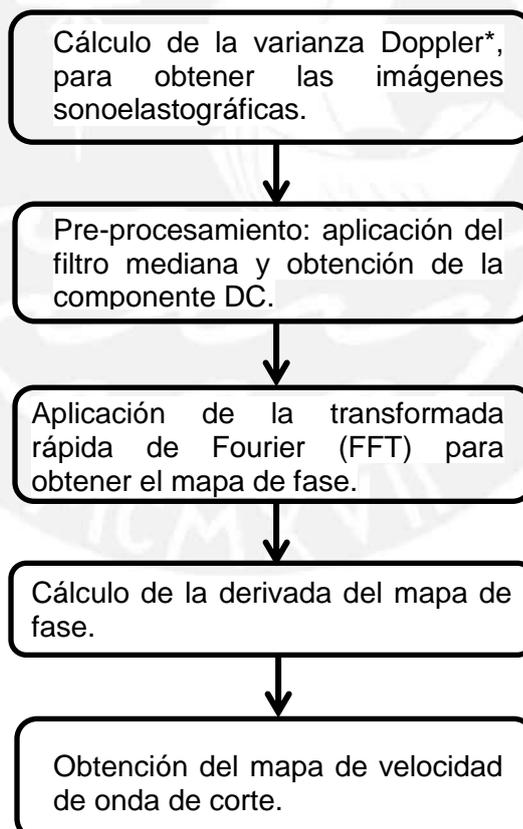
- (a) La fuente de vibración de ondas de corte, que será el que genere las ondas dentro del material, y cuyo movimiento se dará paralelo a la cara lateral del maniquí.
- (b) La muestra (maniquí)
- (c) Fuente de vibración que induce el movimiento del transductor

- (d) El transductor, que presentará un movimiento oscilatorio en la dirección de la normal de la muestra.

La acción de la fuente de ondas de corte produce que las partículas del material oscilen a la misma frecuencia, excepto por un término de fase espacial, debido a la distancia en la que se localizan respecto a la fuente. Entre el transductor y el maniquí se coloca una capa de gel, que ayuda a que el movimiento oscilatorio del transductor no emita ningún tipo de onda en el maniquí.

3.2.2. Procesamiento de la data

El procedimiento es el mismo al aplicado para Sonoelastografía de Crawling Waves, lo único que varían son las expresiones matemáticas empleadas.



3.3. Resultados experimentales

Para esta modalidad también se implementó el esquema experimental mostrado en la figura 3.2. Ello se muestra en la figura 3.3.

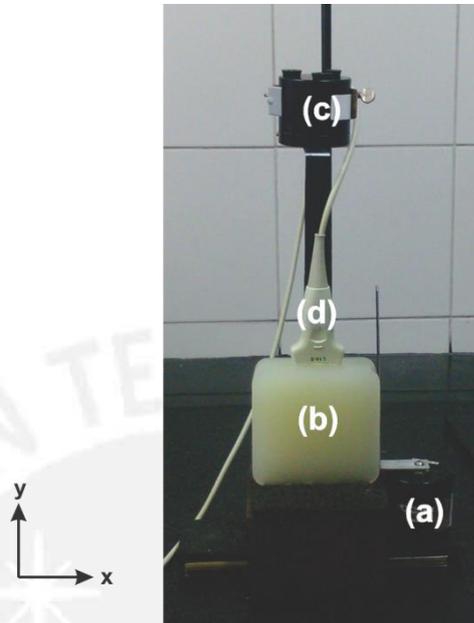


Figura 3.3. Implementación experimental del esquema correspondiente a Holografía de Onda de Corte. Ahora, tanto el transductor como la fuente plana de vibración presentan un movimiento oscilatorio. Una fuente de vibración (a) emite ondas de corte en el maniquí (b). El maniquí está colocado sobre un cubo de hierro y sobre una lámina de caucho, que evita que se produzcan reflexiones en la base. La data es adquirida usando un transductor de ultrasonido (d) que ahora describe un movimiento oscilatorio, originado por una fuente de vibración adicional (c).

Una vez implementado el esquema experimental, se procedió a la toma de datos. Estableciendo los valores iniciales en el generador de señales (frecuencia de 200 Hz y diferencia de frecuencia de vibración entre la fuente y el transductor de 0.4 Hz) se obtuvo los patrones de interferencia, visualizados en la figura 3.4.

Pero similarmente al caso anterior, era muy ruidosa. Para solucionar esto, se empleó un filtro mediana, obteniendo una mejora distinguible.

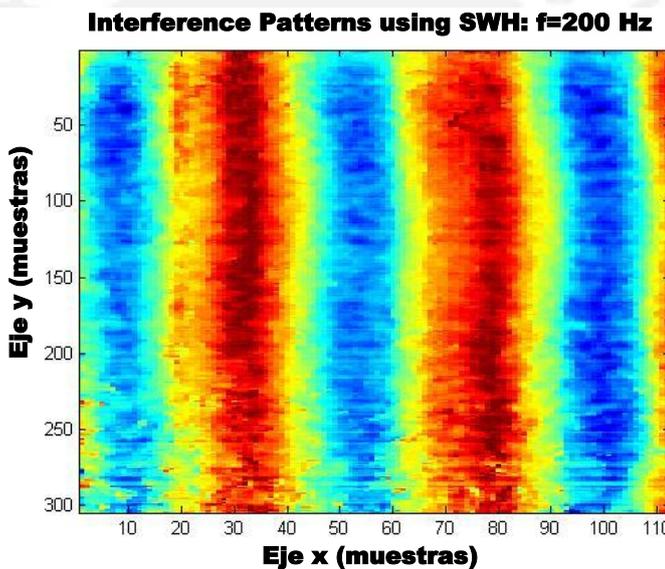
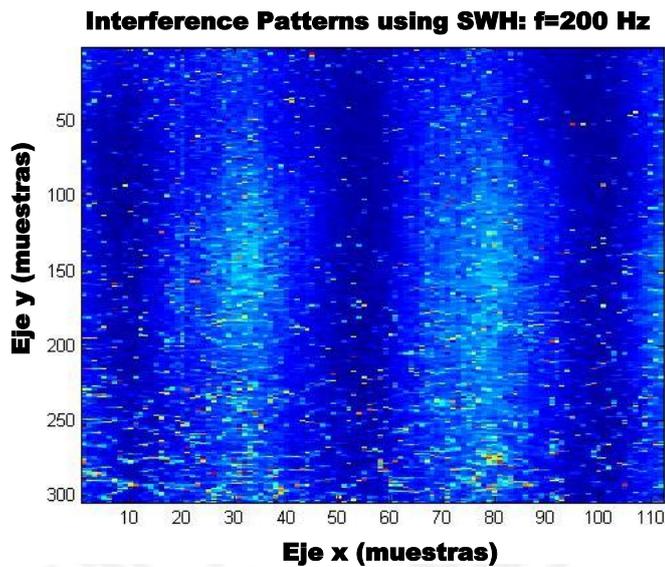
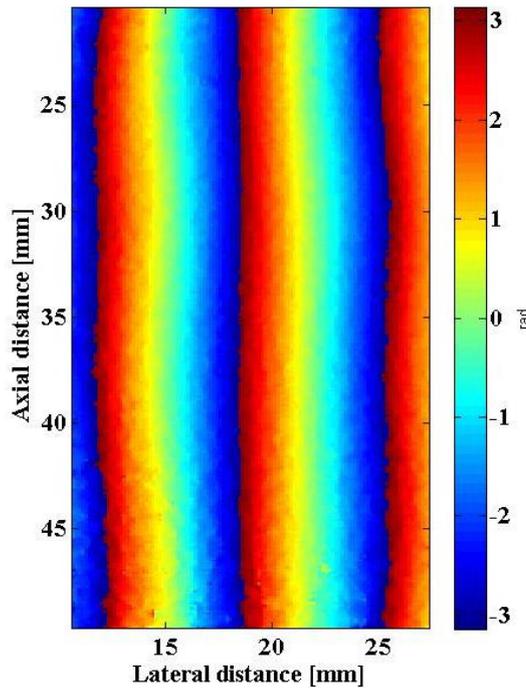


Figura 3.4. Parte superior: Imagen sonoelastográfica en la cual se ve la presencia de patrones de interferencia, el contraste es bajo. Parte inferior: Imagen superior filtrada, fácil distinción de los patrones de interferencia formados.

El procedimiento es el mismo al aplicado a Sonoelastografía de Crawling Waves: se halla el mapa de fases, se aplican los comandos “unwrap” y “smooth” para luego derivarla. Lo que variará son las expresiones matemáticas utilizadas para la obtención del mapa de velocidad; sin embargo, los resultados serán similares. Esto se aprecia en la figura 3.5.

Phase map image using SWH: f=200 Hz



Shear wave speed image using SWH: f=200 Hz

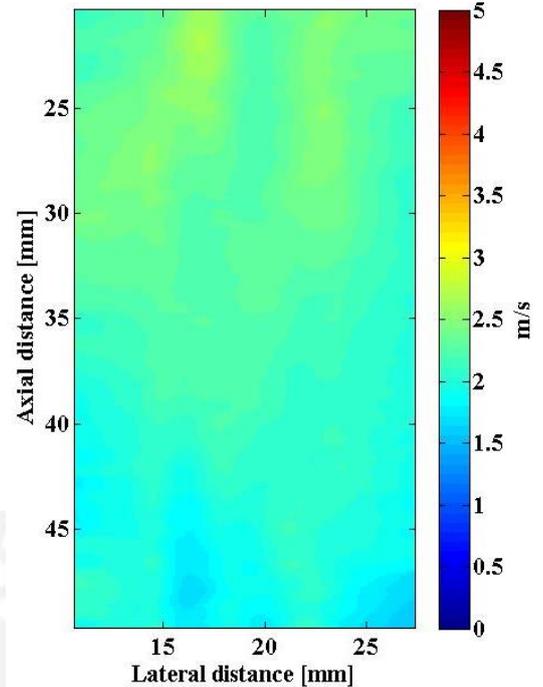


Figura 3.5. Izquierda: mapa de fase correspondiente a la interferencia. Derecha: Mapa de velocidad de onda de corte para cada punto dentro de la región de interés.

Tabla 5. Valor medio y desviación estándar respectiva para los resultados finales obtenidos luego de estimar la velocidad de onda de corte de un maniquí homogéneo de 12% de concentración de gelatina.

Mapa de Velocidad de Onda de Corte (m/s)
Velocidad promedio: 2.2233
Desviación estándar: 0.0535

Del mapa de velocidad estimado se concluye que el tejido analizado (en este caso el maniquí) era homogéneo. Ello también lo indica la desviación estándar.

Capítulo 4. Sonoelastografía por Holografía Digital

Hasta el momento se han visto dos modalidades de obtención de imágenes con los cuales es posible estimar la velocidad de onda de corte en el medio, para posteriormente obtener el módulo de elasticidad de tejidos. Sin embargo, a pesar de que funcionan correctamente al realizar los experimentos, es posible notar que clínicamente presentan desventajas.

Por un lado, la Sonoelastografía de Crawling Waves requiere el empleo de dos vibradores colocados a los extremos de la zona a analizar y que estén correctamente alineados. Si se quiere aplicar la técnica a morfologías como la mama, su empleo resultará poco conveniente y difícil de implementar.

Por otro lado, la Holografía de Onda de Corte demanda que tanto el vibrador como el transductor oscilen. Para una buena realización del experimento, el transductor debe de oscilar alrededor de un punto fijo y a una separación adecuada, de manera que se pueda lograr contacto preciso entre este y el gel de ultrasonido colocado sobre el maniquí. Esto implicaría el uso de algún mecanismo externo que pueda asegurar esto, lo cual complica su montaje clínico.

Frente a este panorama, en la presente tesis se propone una modificación del esquema correspondiente a la Holografía de Onda de corte, tal como se muestra en la figura (4.1). Esto traería los siguientes beneficios clínicos:

- Menor cantidad de instrumentación necesaria (se requeriría un vibrador menos).
- Debido al punto anterior, menor costo en instrumentos.
- Y desde luego, facilidad de aplicación clínica.

4.1. Esquema experimental

El esquema propuesto se visualiza en la figura 4.1.

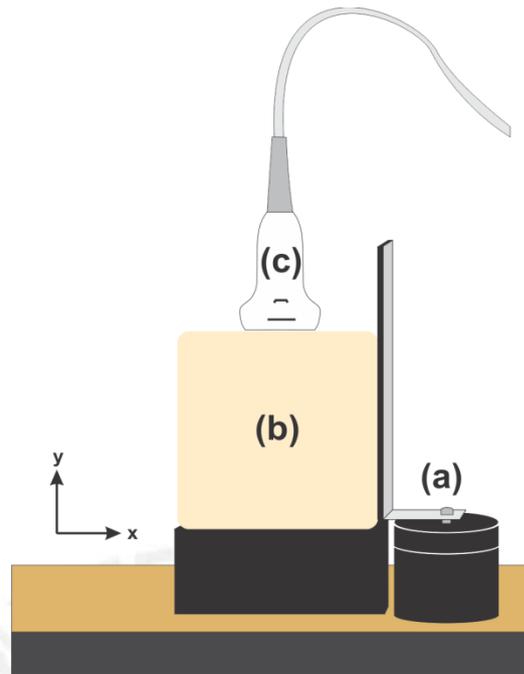


Figura 4.1. Esquema experimental propuesto. A diferencia del esquema experimental de la Holografía de Onda de Corte, la fuente plana de vibración es la única que actúa sobre el maniquí, el transductor está en reposo.

Los componentes del esquema de la figura 4.1 son:

- (a) La fuente de vibración de ondas de corte, que será el que genere las ondas dentro del material, y cuyo movimiento se dará paralelo a la cara lateral del maniquí.
- (b) La muestra (maniquí)
- (c) El transductor en reposo.

Al emplear este esquema – e implementarlo experimentalmente – no se obtendrán patrones de interferencia, los cuales son importantes para poder estimar la velocidad de onda de corte en el medio. Por ello, se hace necesario diseñar un algoritmo que, teniendo como base la data obtenida con el esquema propuesto, permita obtener nuevamente las franjas de interferencia.

En el siguiente punto se explicará el razonamiento empleado para la construcción de dicho algoritmo, así como factores que se tuvieron en consideración para su correcto diseño.

4.2. Elaboración del algoritmo para Holografía Digital

4.2.1. Conceptos previos

- **Producción de una señal de radiofrecuencia (señal RF)**

Una señal RF se obtiene de la siguiente manera: Un pulso corto, de 1-5 μs de duración es transmitido en el cuerpo usando un transductor. Este pulso se propaga a través del tejido a una velocidad de 1540 m/s, y se refleja bajo tres posibles circunstancias:

- ❖ Incide sobre la superficie de tejido.
- ❖ Incide sobre la superficie de algún órgano interno.
- ❖ Incide sobre el borde entre distintos tipos de tejido.

La onda se refleja en varias direcciones, así que solo una porción de la energía total inicial sigue el camino de regreso hacia al transductor - que actúa tanto de emisor como de receptor - y es registrado. En la figura 4.2 se muestra una señal RF típica recibida por el transductor.

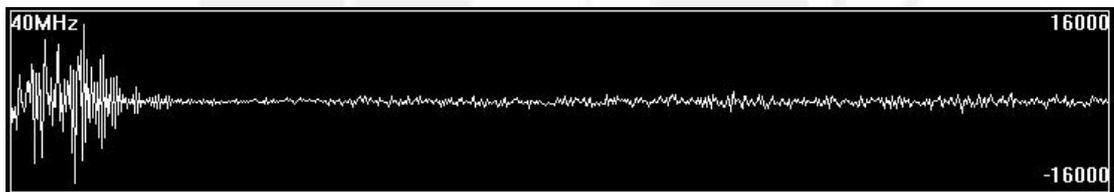


Figura 4.2. Señal RF obtenida a una frecuencia de muestreo de 40 MHz. Obtenido de <http://www.ultrasonix.com>

- **Secuenciación**

Así se denomina al orden en el cual la data experimental (señales RF) es almacenada y luego mostrada para su manipulación. Los equipos de ultrasonido convencionales presentan una secuenciación de línea por línea. En otras palabras, el equipo tarda un tiempo t en enviar un pulso, recibir el eco u onda reflejada y guardar una línea RF. Una vez que se realizó las acciones mencionadas, se procede a repetirlas para obtener otra línea RF, correspondiente a una posición espacial contigua a la anterior. Sigue el mismo procedimiento hasta obtener todas las líneas RF que logren caracterizar el área bajo análisis. Esquemáticamente, el proceso está mostrado en la figura 4.3.

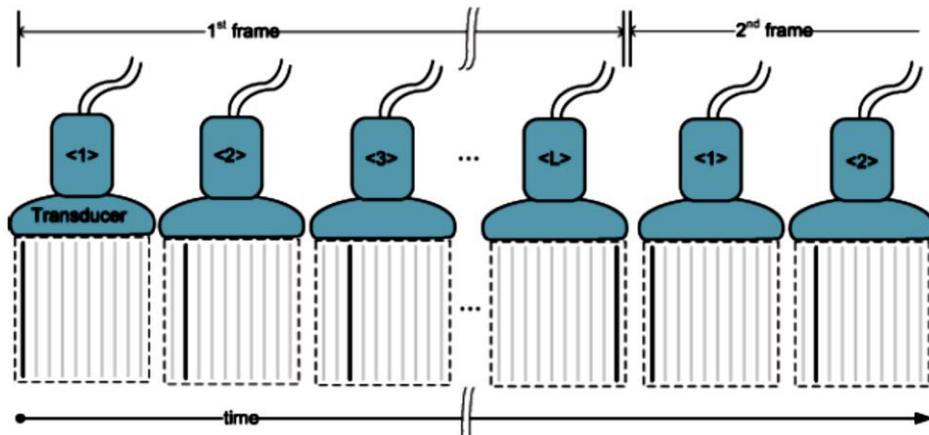


Figura 4.3. Secuenciación de la señal RF. Grupos de líneas RF son almacenados en matrices, y a su vez un conjunto de matrices conforman la data total. Tomado de Zahiri [4].

Pero adicionalmente a la forma en la cual se almacenan, es importante también conocer el orden en la cual se producen. Esto está especificado en la figura 4.4.

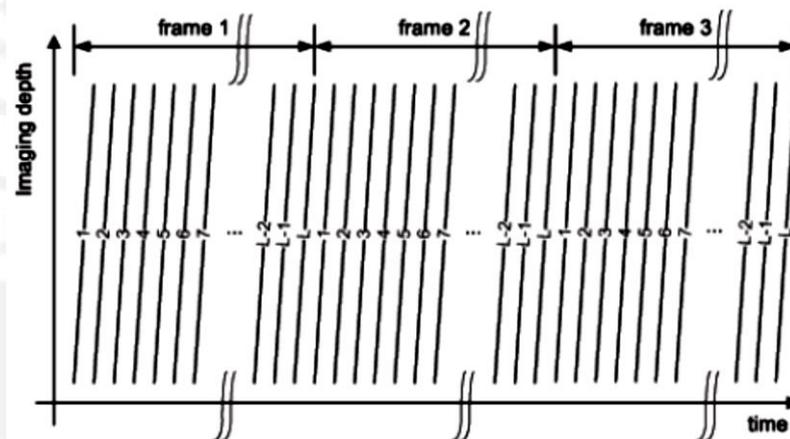


Figura 4.4. Secuenciación de la señal RF. Grupos de líneas RF son empaquetados en frames, y a su vez un conjunto de frames conforman la data total. Tomado de Zahiri [4].

Una vez que han sido establecidos estos conceptos, ahora corresponde enunciar la idea detrás del algoritmo elaborado.

4.2.2. Diseño del algoritmo

Para saber qué se debe simular, es necesario comparar teóricamente el esquema propuesto (figura 4.1) y el esquema original (figura 3.2), tener idea clara de qué efecto producen los componentes de cada esquema sobre el maniquí, para luego compensar el efecto faltante en el esquema propuesto.

En el experimento original (Holografía de onda de corte), el vibrador localizado en el lado lateral del maniquí induce ondas de corte en él, ocasionando el movimiento de las partículas en el medio. A mayor cercanía respecto a esta fuente, mayor amplitud de vibración, como se ve en la figura 4.5 (mayor tonalidad naranja en la parte derecha que en la izquierda). Pero si este efecto se combina con el del transductor vibrando, se producen el patrón de interferencia, tal como en la figura 4.6 (ver sección 3.1.2 para entender cómo se forman las franjas verticales).



Figura 4.5. Vibrador localizado en la parte derecha del maniquí induciendo ondas de corte en el medio.

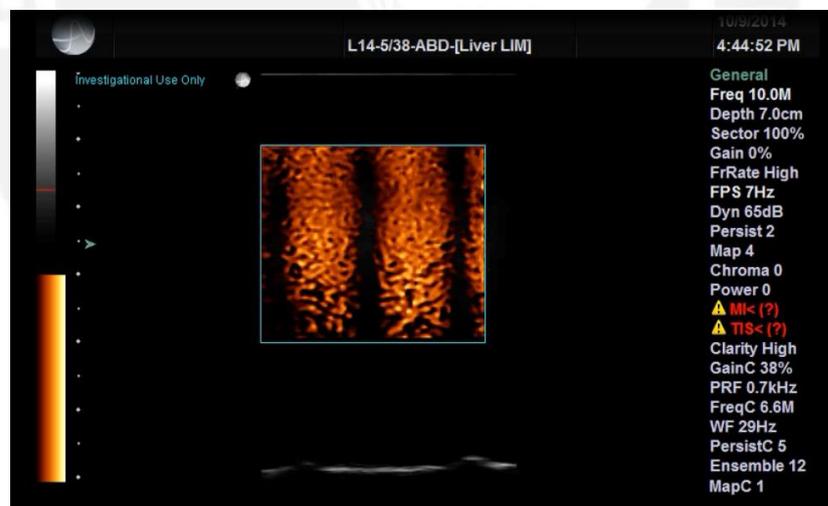


Figura 4.6. Vibrador y transductor oscilando con una pequeña diferencia de frecuencia entre ellos, generando un patrón de interferencia.

Dado que en el esquema propuesto se mantiene al transductor en reposo, experimentalmente se obtiene un patrón idéntico al mostrado en la figura 4.5. Entonces, lo que se debe simular es el movimiento del transductor, para así producir el patrón de interferencia.

El transductor debe presentar por simulación un movimiento armónico simple cuando vibra verticalmente, y viene descrito por la ecuación (4.1)

$$y = A \sin[2\pi (f + \Delta f) t] \quad (4.1)$$

En función del tiempo, su movimiento se vería como el de la figura 4.7.

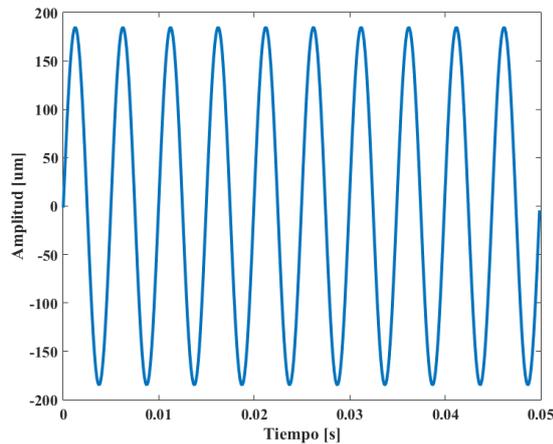


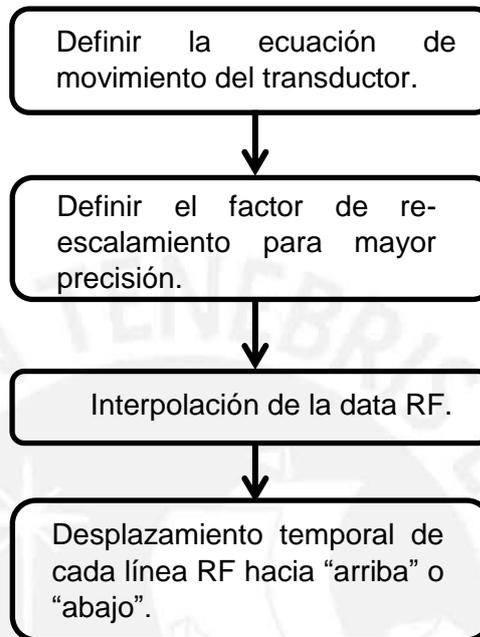
Figura 4.7. Movimiento del transductor en función del tiempo. Para el gráfico se definió una amplitud $A = 185 \mu\text{m}$, $f = 200 \text{ Hz}$ y un $\Delta f = 0.4 \text{ Hz}$.

Partiendo de esto, es interesante relacionarlo con la secuencia mostrada en la figura 4.3 y 4.4. Según se ve en esas imágenes, a determinado tiempo se produce una línea RF. Además, a determinado tiempo el desplazamiento del transductor está definido por su ecuación de movimiento. Y justamente el efecto del transductor sobre la data RF es el que se debe simular. Entonces la idea del algoritmo viene enunciada a continuación: **A cada línea RF le va a corresponder un desplazamiento de la ecuación de movimiento del transductor. Si el desplazamiento es negativo (ver figura 4.7), la línea de RF correspondiente deberá ser desplazada hacia arriba, mientras que si el desplazamiento es positivo la línea RF deberá ser desplazada hacia abajo.** La explicación de lo último está a continuación.

En principio, al estar el transductor en reposo –y recordando que actúa como el marco de referencia - ve a las líneas RF a un mismo nivel. Cuando el transductor comienza a oscilar, se acercará o alejará del maniquí, por lo que las líneas que antes veía quietas ahora las verá moverse. Si se acerca al maniquí (desplazamiento negativo) verá a la línea RF más cerca, lo cual es equivalente a que la línea suba; en cambio, si se aleja del maniquí (desplazamiento positivo) verá a la línea RF más lejos, lo que es equivalente a que esta línea baje.

Esta es la idea básica detrás de la simulación: “desplazar” temporalmente hacia “arriba” o “abajo” las líneas RF individualmente, para simular el movimiento del transductor y su efecto sobre el maniquí.

Hay otros aspectos a considerar al momento de diseñar el algoritmo, los cuales aparecen en el siguiente diagrama de flujo.



Paso 1. Definir la ecuación de movimiento del transductor

En este paso se debe establecer la amplitud de vibración del transductor (se puede emplear un acelerómetro en el experimento de Holografía de Onda de Corte para obtener este parámetro). Aparte de ello, se debe definir la frecuencia con la cual oscila y la diferencia de frecuencia que tendrá con respecto a la frecuencia de la fuente de vibración. Por último, el tiempo de oscilación que se considera, el cual se deduce a partir del número de líneas RF producidas por el equipo de ultrasonido.

Paso 2. Definir el factor de re-escalamiento para mayor precisión

Antes de continuar, es necesario decir que cada línea RF tiene una longitud dada en píxeles (por ejemplo, 1200 píxeles, donde un píxel es la unidad básica dentro de una imagen). Esta cantidad se obtiene tras importar la data RF usando MATLAB (MATLAB version 7.10.0. Natick, Massachusetts: The MathWorks Inc., 2010.), software usado para desarrollar el presente código. Si se analiza la figura 4.7, se ve que las amplitudes de vibración con las cuales se trabaja son del orden de $10^{-6} m$ (micras). Sin embargo, cada pixel equivale a una dimensión del orden de $10^{-5} m$.

Por ello, se optó por dividir cada píxel en 10, de forma que la dimensión de cada nuevo píxel es ahora de $10^{-6} m$. Con ello, incluso una pequeña amplitud significará el desplazamiento de la línea RF, con lo cual se gana precisión.

Paso 3. Interpolación de la data RF

Con el paso 2 se dividió cada píxel en 10, pero no se les asignó un valor. La interpolación toma en cuenta el valor del píxel original y siguiendo una serie de reglas asigna un valor apropiado a cada nuevo píxel.

Paso 4. Desplazamiento temporal de cada línea RF hacia “arriba” o “abajo”.

Fue explicado previamente.

Una vez realizados los cuatro pasos, se obtendrá una imagen similar a la figura 3.4, donde los patrones de interferencia serán visibles. Para obtener el mapa de velocidad, se siguen los pasos señalados en la sección 3.2.2.

4.3. Valor de referencia: Experimento de tiempo de vuelo

Como en la evaluación de todo experimento, es necesario establecer un valor numérico de referencia, el cual se considera como la estimación correcta. La aplicación del tiempo de vuelo tiene como finalidad establecer este valor de referencia para alguna medición realizada. En el presente caso, al ser aplicada sobre el maniquí, se obtendrá el valor – que se considera correcto – de la velocidad de propagación de la onda de corte en el medio. Su esquema experimental es mostrado en la Figura 4.8.

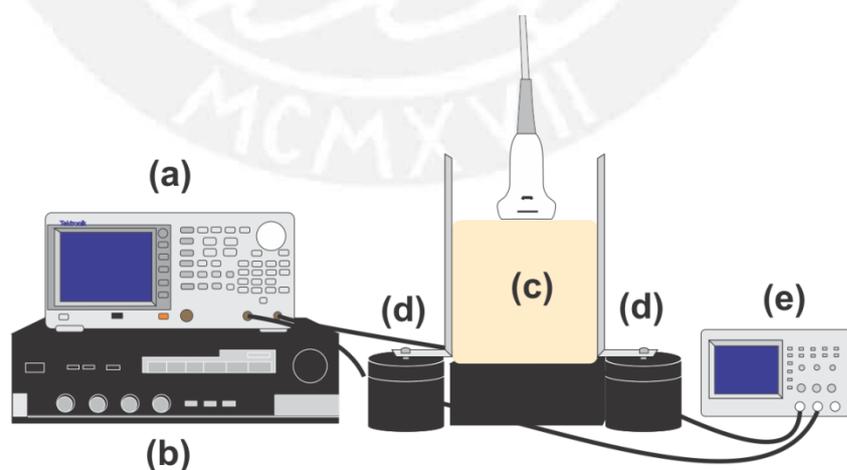


Figura 4.8. Esquema experimental del tiempo de vuelo aplicado sobre un maniquí. Como emisor se emplea un vibrador, y como receptor a otro similar (d). Las señales enviadas se originan con el generador (a) y se amplifican mediante (b). Por último, se visualizan la señal enviada y la recibida usando un osciloscopio (e).

El vibrador emisor va conectado a un amplificador, el cual está acoplado a un generador de señales. Al lado opuesto del maniquí está colocado otro vibrador, que actuará como receptor. Como es natural, la onda inicial enviada será atenuada a medida que se propaga a través del maniquí, por lo que al llegar al otro extremo del maniquí su intensidad será muy baja. Es por ello que - para poder visualizarla en el osciloscopio - será necesario amplificarla lo suficiente como para poder analizarla. Una vez que se disponga de la señal inicial y final, se mide el retraso de tiempo entre ambas. Ello puede ser realizado mediante técnicas de correlación, o emplear los cursores del osciloscopio para obtener la diferencia de tiempo entre ambas. Con ello, y después de medir la longitud del maniquí, se podrá conocer el valor de la velocidad de propagación aplicando la Ecuación 4.2.

$$c_s = \frac{l_{maniquí}}{\Delta t_{señales}} \quad (4.2)$$

En la Figura 4.9 se ve lo que típicamente se obtiene en el osciloscopio.

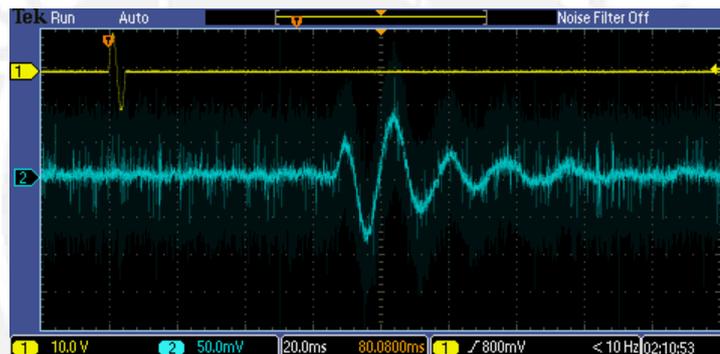
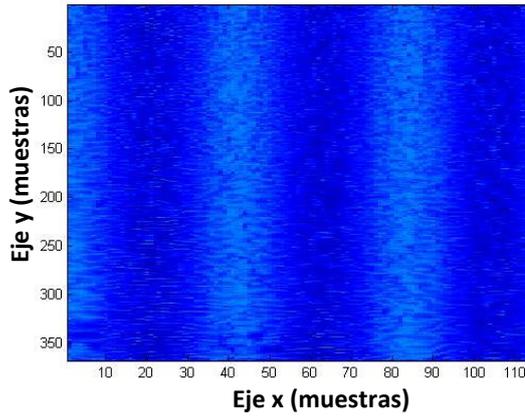


Figura 4.9. Señal amarilla: Pulso emitido por el vibrador en el maniquí. Señal turquesa: Pulso recibido por el vibrador receptor luego de ser amplificado. Para estimar la diferencia de tiempo entre ambos se usa correlación o se mide el retraso entre puntos iniciales de cada pulso.

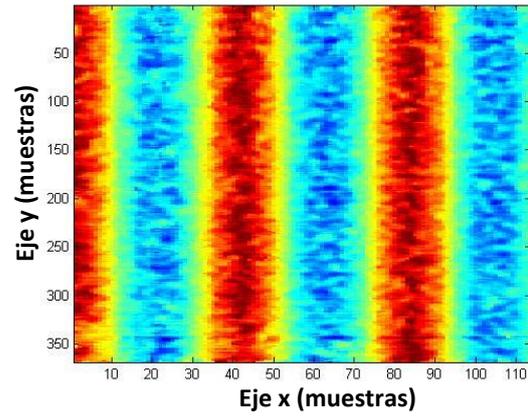
4.4. Resultados experimentales

4.4.1. Aplicación de Holografía Digital sobre maniqués de 10% de concentración

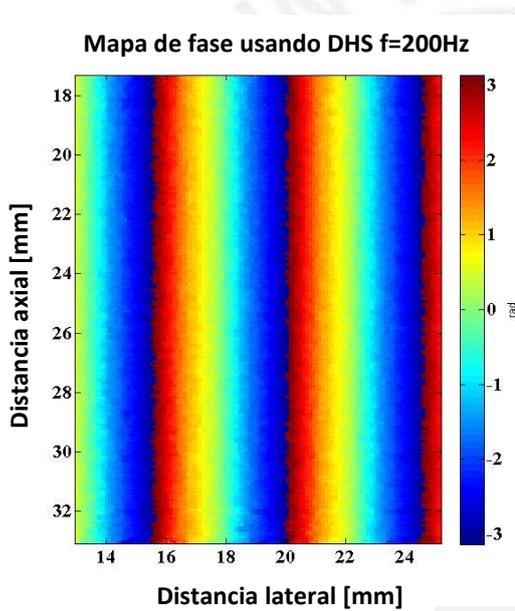
Para la presente aplicación se utilizó dos fuentes de vibración externa, una actuando a 200 Hz y la otra actuando a 200.4 Hz.



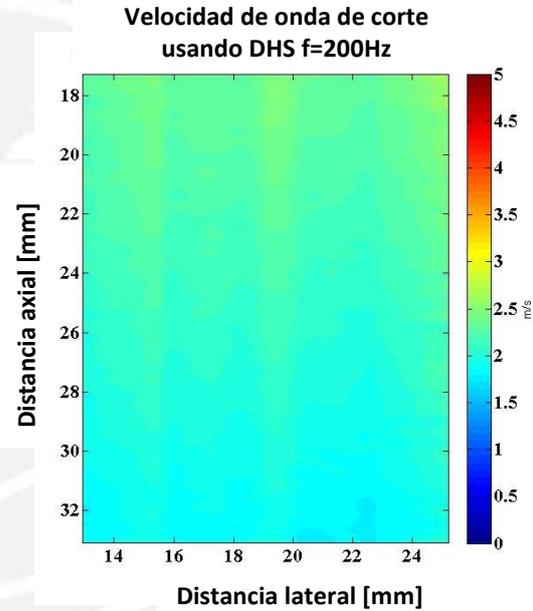
a) Imagen sonoelastográfica tras aplicar el algoritmo de Sonoelastografía por Holografía Digital.



b) Imagen sonoelastográfica filtrada y sin componente DC



c) Mapa de fases



d) Mapa de velocidad.

Figura 4.10. Imágenes para un maniquí al 10% de concentración de a) patrón de interferencia, b) patrón de interferencia filtrado, c) mapa de fases y d) mapa de velocidad de onda de corte obtenida tras procesar la data adquirida por medio de la aplicación de Sonoelastografía por Holografía Digital sobre un maniquí homogéneo. A partir de e) se estima la velocidad promedio=2.1067 m/s y la desviación estándar=0.0691. En otras palabras, la velocidad en el medio puede ser expresada como velocidad= 2.1067 ± 0.0691 m/s.

4.4.2. Aplicación de Holografía Digital sobre maniqués de 15% de concentración

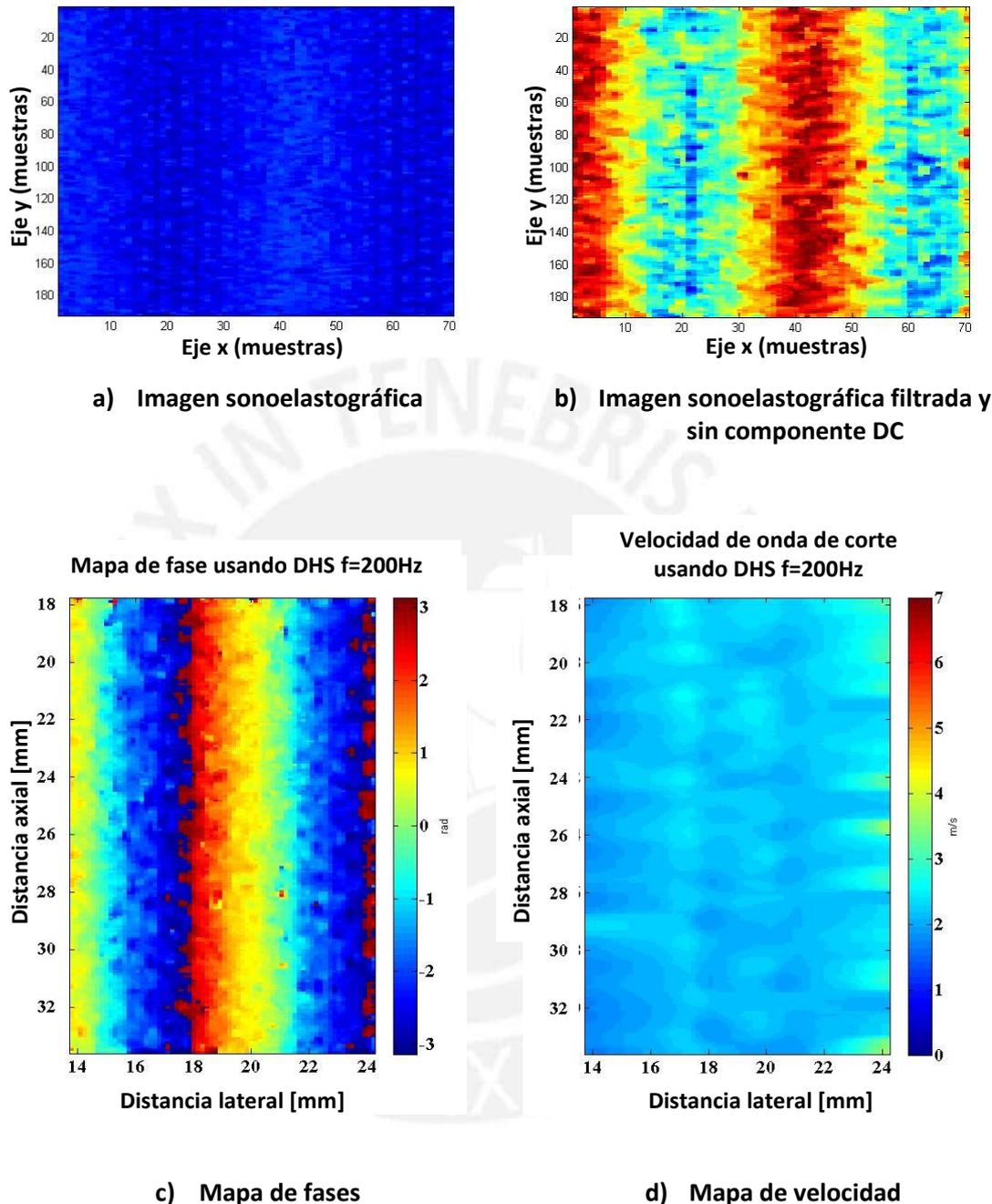


Figura 4.11. Imágenes para un maniquí al 15% de concentración de a) patrón de interferencia, b) patrón de interferencia filtrado, c) mapa de fases y d) mapa de velocidad de onda de corte obtenida tras procesar la data adquirida por medio de la aplicación de Sonoelastografía por Holografía Digital sobre un maniquí homogéneo. A partir de d) se estima la velocidad promedio=2.1449 m/s y la desviación estándar=0.0957. En otras palabras, la velocidad en el medio puede ser expresada como velocidad=2.1449±0.0957 m/s.

Capítulo 5. Comparación y análisis de resultados

Para esta sección, el primer paso fue realizar la elaboración de dos maniqués: el primero de 10 % de concentración de gelatina, mientras que el segundo fue de 15% de concentración de gelatina. A continuación, se procedió a implementar los tres métodos tratados en este documento: Sonoelastografía de Crawling Waves, Holografía de Onda de Corte y Sonoelastografía por Holografía Digital. Tras implementarlos, se adquirió data que fue procesada de la forma indicada con anterioridad. Por último, se realizó el experimento de tiempo de vuelo, para comparar las estimaciones de cada técnica con el valor teórico correspondiente. Los resultados se muestran a continuación.

5.1. Aplicación de las tres técnicas sobre maniqués de 10% de concentración

Para este primer caso se realizó el experimento de tiempo de vuelo.

Maniquí de 10% de concentración de gelatina

Estimación de velocidad de referencia	2.0064 m/s
--	------------

En la Figura 5.1 se muestran las 3 imágenes de velocidad de onda de corte sobre el maniquí obtenidas para cada modalidad aplicada.

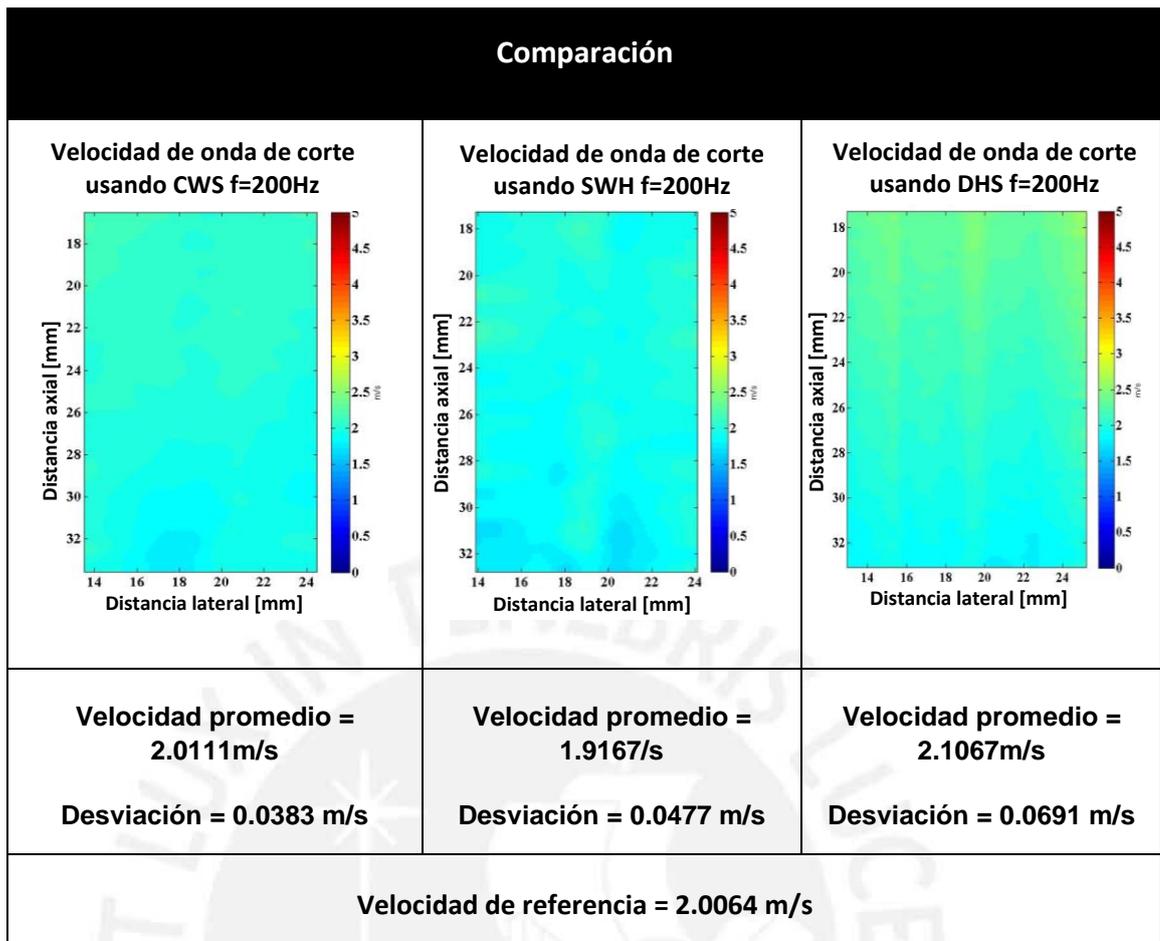


Figura 5.1. Imágenes correspondientes a una maniquí de 10% de concentración. A la izquierda: Resultado de la aplicación de Sonoelastografía de Crawling Waves (CWS). Al centro: Resultado de la aplicación de Holografía de onda de corte (SWH). Por último, a la derecha, resultado de la aplicación de la técnica propuesta: Sonoelastografía por Holografía Digital (DHS).

En primer lugar, es notorio que la modalidad con la cual uno más se aproxima al valor del tiempo de vuelo es Crawling Waves. Sin embargo, con las otras dos restantes el valor difiere. Para ver cuán grande es la diferencia, se calculó el error relativo – cuya fórmula aparece en la Ecuación 5.1 - para cada una. Los resultados se muestran en la Tabla 6.

$$error\ relativo\ \% = \frac{valor\ medido - valor\ real}{valor\ real} \times 100\% \quad (5.1)$$

Tabla 6. Error relativo estimado para las estimaciones realizadas sobre un maniquí de 10% de concentración. El menor valor se obtiene con Crawling Waves, mientras que los valores para las restantes son similares.

Modalidad	Error relativo
Crawling Waves	0.23 %
Holografía de Onda de Corte	4.47%
Sonoelastografía por Holografía Digital	4.99%

En la literatura es común observar errores relativos incluso mayores a 5%, error que justamente presenta Sonoelastografía por Holografía Digital. Por lo tanto, se puede afirmar que la estimación realizada para este tipo de maniquíes es aceptable.

5.2. Aplicación de las tres técnicas sobre maniquíes de 15% de concentración

Nuevamente se calculó el tiempo de vuelo para este caso, siguiendo el procedimiento establecido.

Maniquí de 15% de concentración de gelatina	
Estimación de velocidad de referencia	2.7916 m/s

En la Figura 5.2 se muestran las 3 imágenes de velocidad de onda de corte sobre el maniquí obtenidas para cada modalidad aplicada.

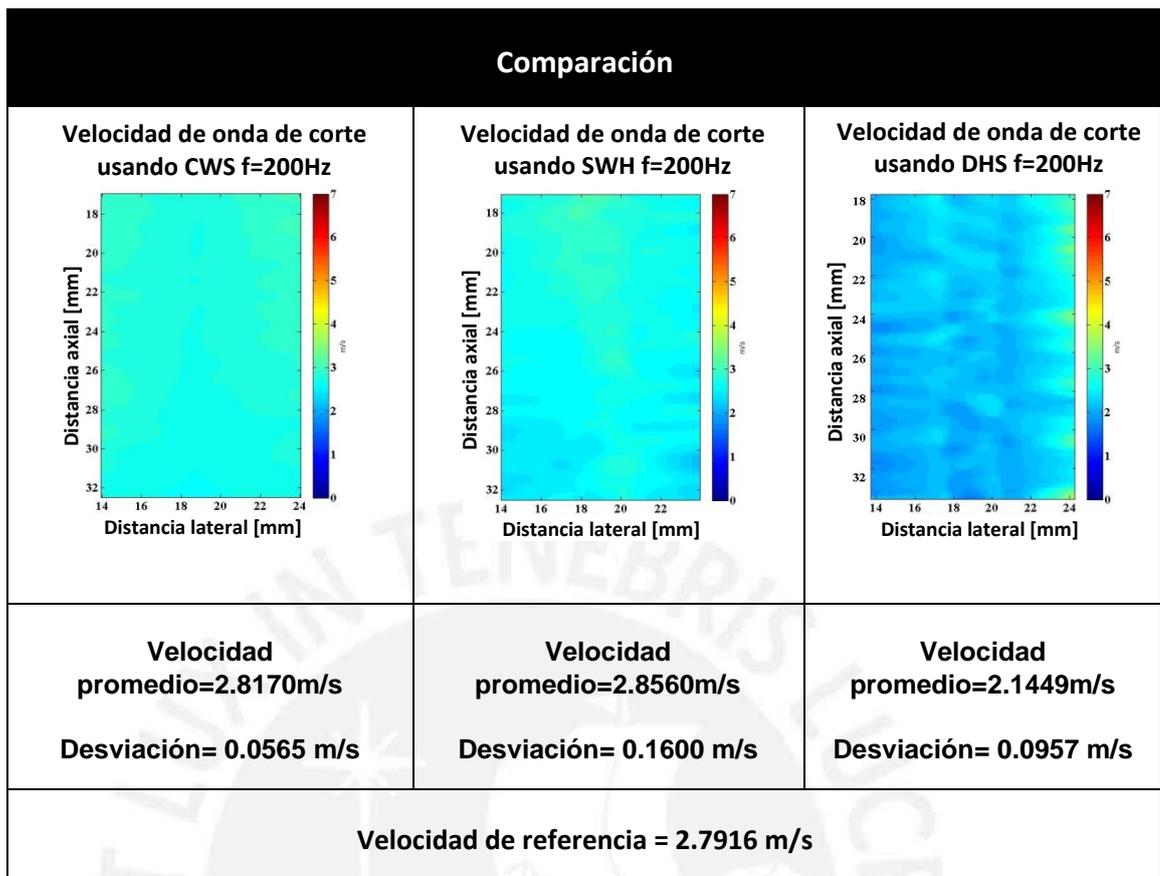


Figura 5.2. Imágenes correspondientes a una maniquí de 15% de concentración. A la izquierda: Resultado de la aplicación de Sonoelastografía de Crawling Waves (CWS). Al centro: Resultado de la aplicación de Holografía de onda de corte (SWH). Por último, a la derecha, resultado de la aplicación de la técnica propuesta: Sonoelastografía por Holografía Digital (SWH).

En este caso también se obtiene mayor precisión en la estimación de la velocidad de onda de corte con Crawling Waves. Holografía de Onda de Corte se aproxima bastante bien, sin embargo el resultado obtenido con Sonoelastografía por Holografía Digital se encuentra muy lejos de lo esperado. Seguidamente se estimó el error relativo de cada medición, cuyos resultados se muestran en la Tabla 7.

Tabla 7. Error relativo estimado para cada medición obtenida. El menor valor se obtiene con Crawling Waves, y algo similar con Holografía de Onda de Corte. Por otro lado, Sonoelastografía por Holografía Digital da un valor muy por debajo del valor real.

Modalidad	Error relativo
Crawling Waves	0.91 %
Holografía de Onda de Corte	2.3%
Sonoelastografía por Holografía Digital	23.16%



Discusión

Para realizar la discusión en base a los resultados obtenidos, es importante especificar y distinguir características de las imágenes obtenidas. En primer lugar, todas las imágenes se obtuvieron tras procesar data de una ROI (región de interés) del mismo tamaño (axial y lateral) y ubicación en todos los casos.

En cuanto a los resultados numéricos, se analizará cada modalidad y cada tipo de maniquí por separado. En primer lugar se discutirá la aplicación de las técnicas sonoelastográficas sobre el maniquí de 10% de concentración de gelatina. Para el caso de Sonoelastografía de Crawling Waves, se comprobó que el error de estimación era muy bajo. Además, la desviación estándar del conjunto de valores dentro de la región analizada era muy bajo, lo cual se tradujo en una imagen con un gran nivel de homogeneidad.

Para el caso de Holografía de Onda de Corte, se vio que el valor estimado de la velocidad de corte del maniquí era menor a lo esperado, aunque de todos modos el error producido es aceptable de acuerdo a valores reportados en la literatura. El valor de la desviación estándar se elevó ligeramente, por ello que aparecen ciertas regiones que muestran contraste de color (figura 5.1). Adicionalmente, se evidencia la presencia – poco perceptibles - de artefactos, como la línea central vertical. Puede deberse a que la capa de gel de ultrasonido aplicado en algún lugar del transductor no fue lo suficientemente gruesa, y generó una leve presión sobre el maniquí durante su movimiento vibratorio vertical. Otro posible origen es el valor asignado a un parámetro denominado 'slope' dentro del algoritmo de procesamiento, cuya función es seleccionar un número de muestras dentro del eje lateral para estimar un valor promedio. Variando tal valor se pudo haber atenuado tal artefacto.

Por último, la aplicación de Sonoelastografía por Holografía Digital da un valor ligeramente mayor el valor considerado correcto (valor de referencia), aunque el porcentaje de error es muy similar al obtenido en el caso anterior (Holografía de Onda de Corte). Por otro lado, la desviación estándar ahora duplica al valor de la desviación producido con Crawling Waves, y ello se evidencia en zonas con mayor tonalidad amarilla, sobre todo en la parte superior (figura 5.1). Adicionalmente, se hacen más notorios los artefactos, llegando a distinguir tres rectas verticales con mucha intensidad en la parte superior y que disminuye a medida que aumenta la profundidad. Una explicación de esto puede radicar en la forma de movimiento asumida para el transductor (sinusoidal perfecta), puesto que se sabe que

experimentalmente no es exactamente así debido a efectos mecánicos, que ocasiona variaciones con respecto al caso ideal. Otra posible fuente de error es la forma de adquisición de data del scanner de ultrasonido empleado, y que será discutido más adelante.

El panorama cambia cuando se trabaja con un maniquí de 15% de concentración de gelatina. Tras aplicar Sonoelastografía de Crawling Waves, la velocidad de onda de corte estimada ya no es exactamente igual a la estimada por tiempo de vuelo, pero aun así el error es muy pequeño, por lo cual se puede concluir que es una muy buena estimación. El valor de la desviación estándar aumenta con respecto a la aplicación de esta modalidad en el caso anterior. Sin embargo, la imagen aún exhibe la naturaleza homogénea del maniquí.

En el caso de Holografía de Onda de Corte, la estimación también es aceptable, aunque el error relativo aumenta respecto a Sonoelastografía de Crawling Waves. De la misma forma, el valor de la desviación estándar aumenta considerablemente, triplicando al valor obtenido con Sonoelastografía de Crawling Waves. Este incremento se refleja en la imagen de velocidad, pues aparecen pequeñas manchas en la región central y deja de ser perfectamente homogénea al menos visualmente.

Por último está la aplicación de Sonoelastografía por Holografía Digital. La velocidad de onda de corte estimada difiere en gran medida del valor de referencia, y como prueba de ello es el error relativo de 23% obtenido. Además, la desviación estándar duplica a la obtenida tras aplicar Sonoelastografía de Crawling Waves. También aparece el mismo artefacto que en casos anteriores (las líneas verticales), como se ve en la figura (5.2).

El algoritmo propuesto cumple con la generación de patrones de interferencia y con producir la obtención de mapas de velocidad de onda de corte, pero hay un problema en la estimación. En los maniqués de 10% de concentración de gelatina se aproxima al valor de velocidad standard establecido, pero lo sobre-estima con un pequeño error relativo; por otro lado, para el caso de 15% de concentración de gelatina, se subestima notoriamente.

La posible explicación de esta fuente de error radica en la forma en la cual el scanner de ultrasonido adquiere la data RF dentro de la región de interés. En el primer reporte se mencionó la forma de secuenciación empleada por el escáner, y por motivos de claridad se vuelve a presentar en la imagen 6.1.

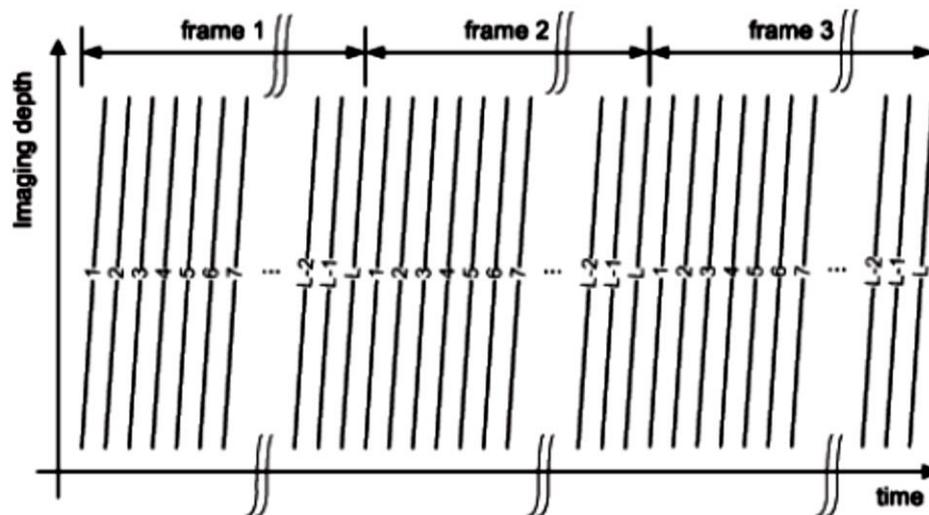


Figura 6.1. Secuenciación de la señal RF. Grupos de líneas RF son almacenados en matrices, y a su vez un conjunto de matrices conforman la data total. Tomado de Zahiri [4].

Idealmente, cada línea RF del conjunto de datos se debería formar en un tiempo t e inmediatamente adquirir la segunda línea de RF en un tiempo t . Es decir, si se quisiera adquirir N líneas RF, la adquisición total debería tardar Nt segundos. Sin embargo, esto no es lo que sucede, y la razón se explica a continuación.

Para formar una línea RF se necesita aplicar un proceso de *beamforming* o formación de haz, que consiste en aplicar retrasos o *delays* a cada elemento del transductor, de forma tal que se pueda enviar un pulso de ultrasonido a la posición en la cual se adquirirá la data RF. Así, para cada línea RF estos retrasos deberán ser recalculados. Adicionalmente, el scanner aplica algoritmos para empaquetar la data RF y calcular la información Doppler. Por este motivo, tras el tiempo t requerido para la adquisición de una línea RF, se hace necesario un tiempo adicional t_1 para ejecutar los procesos intermedios anteriormente explicados. Una vez realizados, se prosigue a adquirir la segunda línea RF en un tiempo t , para luego repetir los procesos intermedios y así sucesivamente hasta la última adquisición.

Si estos tiempos intermedios no existiesen, se tendría una fase continua correspondiente a la excitación sinusoidal – continua - inducida en el maniquí. Sin embargo, al existir estos tiempos intermedios, la fase sufrirá “recortes” y discontinuidades, lo cual en definitiva afecta a la forma en la cual se pretende generar los patrones de interferencia y en general a la implementación de Sonoelastografía por Holografía Digital.

Una forma de solucionar este problema sería trabajar con otro sistema de adquisición, que dé la posibilidad de tener control absoluto de la forma en la cual se adquiere la data, es decir tanto en secuencia como en tiempo, para evitar las discontinuidades o poder compensarlas en caso se presenten nuevamente. Para ello, se recomienda emplear el sistema posicionador disponible en el Laboratorio de Imágenes Médicas, que consta de un transductor de un solo elemento sujetado por un soporte mecánico, el cual puede ser movilizado en una grilla 3D y es manejado por un software desarrollado en LabView. En la figura 6.2 se aprecia el sistema descrito.



Figura 6.2. Sistema posicionador de 3 ejes, con el cual se puede realizar la adquisición de señales RF.

Con este sistema se puede escoger un punto de inicio para la adquisición de data RF, y tras culminar con la adquisición, mover el posicionador una pequeña distancia y volver a adquirir. Todo esto conociendo los tiempos requeridos para cada acción, y así compensando desfases que pudiesen aparecer. Estas actividades se realizarán en adelante, así como una simulación en Field II usando MATLAB que permita comprobar que la nueva hipótesis planteada (acerca de la fuente de error en la etapa previa) es correcta.

Conclusiones

En primer lugar, se logró implementar Sonoelastografía de Crawling Waves y Holografía de Onda de Corte sobre maniqués homogéneos de diferente concentración (diferente módulo de Young), tras lo cual se estimó la velocidad de onda de corte. Empleando el experimento de tiempo de vuelo se comprobó que los valores estimados y el valor de referencia eran muy cercanos.

Posteriormente se introdujo y aplicó Sonoelastografía por Holografía Digital, notando que para bajas concentraciones (10%) la estimación es buena, mientras que a concentraciones mayores la estimación muestra un gran error. En un afán de encontrar la fuente de error causante de la mala estimación a mayores concentraciones, se analizó la secuencia empleada por el escáner de ultrasonido para la adquisición de data. Se encontró que este proceso no era continuo, sino que entre líneas consecutivas había un tiempo t que afectaba la continuidad de la fase, afectando la estimación. Por ello, la forma de adquisición de datos y el tiempo que toma la ejecución de procesos internos en el sistema de ultrasonido empleado influye directamente en el rendimiento del algoritmo desarrollado para Sonoelastografía de Holografía Digital.

Pese a ello, en la presente tesis se ha planteado la posibilidad de implementar una nueva técnica de Sonoelastografía Cuantitativa que presente un esquema experimental más sencillo y permita su aplicación *in vivo*, con resultados alentadores en un determinado rango de concentración o equivalentemente rigidez del tejido, y por lo cual motiva a realizar un estudio más a fondo del tema, con el afán de hacerlo válido para todos los casos y así poder trasladar la Sonoelastografía Cuantitativa al área clínica.

Recomendaciones

1. Tras analizar la secuencia de adquisición del escáner de ultrasonido, se vio que entre adquisiciones consecutivas de líneas RF había un tiempo t que afectaba la continuidad de la fase. Probablemente, estos sean fuentes de error en la estimación. Con la finalidad de verificar esto, sería conveniente desarrollar una simulación en FIELD II usando Matlab, para eliminar estos retrasos, formar los patrones de interferencia y estimar la velocidad de propagación, esperando que la estimación mejore.
2. Se puede usar un acelerómetro para describir el movimiento del transductor en la implementación de Holografía de Onda de Corte. Lo que se obtiene es una suma de sinusoidales cuya frecuencia de cada una es cercana a la frecuencia central establecida en el generador de ondas. En contraste, en el algoritmo desarrollado se consideró tal movimiento como si fuese una sinusoidal con una única frecuencia, la frecuencia central, lo cual representa una fuente de error en la estimación. Por ello, sería adecuado implementar el algoritmo considerando el movimiento del transductor como una suma de funciones sinusoidales.
3. Dado el problema mencionado en el punto 2, sería conveniente emplear otro equipo de adquisición de data RF que permita tener un control absoluto de los parámetros involucrados en el proceso, en otras palabras, un sistema que permita tener control absoluto de los instantes y localizaciones de adquisición de señales RF. Una opción es el sistema posicionador del Laboratorio de Imágenes Médicas, que consta de un transductor de un solo elemento capaz de ser ubicado espacialmente mediante una grilla 3D en la cual puede desplazarse, y que es manejado por un software desarrollado en LabView.

Anexo

A.1. Ultrasonido para diagnóstico médico: principios básicos y aplicación

El empleo de ultrasonido para la formación de imágenes médicas se basa en aplicación de ondas mecánicas de alta frecuencia, cuyo rango se encuentra entre 1-20 MHz (mayor al rango audible). En ese sentido, es posible monitorear la evolución de un embarazo usando ultrasonido, revisar el comportamiento del corazón y la circulación usando técnicas Doppler, entre otros. El presente anexo tiene como finalidad brindar una breve introducción al campo del ultrasonido, mostrando los componentes de un sistema de ultrasonido, modalidades de imágenes obtenidas, así como detalles de adquisición, que serán de gran ayuda para entender con más claridad conceptos explicados a lo largo de la tesis.

Ultrasonido en seis pasos

- El sistema de ultrasonido emite pulsos de alta frecuencia que se propagarán en estructuras internas, emitidos por el transductor de ultrasonido.
- El pulso viaja en el cuerpo, y cada vez que se encuentra con una interfaz de distintos tejidos (por ejemplo, músculo y grasa) una porción de la energía emitida se reflejará en dirección hacia el transductor, mientras que la energía restante seguirá propagándose.
- La señal reflejada es adquirida por el transductor y enviada hacia el sistema.
- El sistema, asumiendo una velocidad de propagación de 1540 m/s en el tejido, calcula la distancia a la cual se encuentran las distintas interfaces internas del cuerpo, así como el grado de atenuación de la señal primaria.
- El sistema muestra las distancias e intensidades de los ecos en la pantalla, formando una imagen bidimensional.

Transductor de ultrasonido

Es el responsable tanto de emitir señales mecánicas de ultrasonido y de grabar las señales generadas por el medio. Como se mencionó, el transductor debe realizar vibraciones del orden de MHz, por lo cual un material que logre vibrar de tal manera es deseable. Así, los materiales piezoeléctricos son muy usados para tal fin. En los sistemas de ultrasonido modernos, el transductor está compuesto de cientos de pequeños piezoeléctricos ordenados en un arreglo dependiendo de la forma del transductor. En la tesis se ha empleado un transductor lineal, por lo cual sus piezoeléctricos (también denominados cristales) están ordenados en una fila.

El transductor de ultrasonido entonces opera de la siguiente forma: El sistema genera una señal eléctrica que es comunicada a los cristales, con lo cual cambian su forma rápidamente, originando vibración. Esa vibración es la que es comunicada al tejido. De la misma manera, cuando los ecos llegan al transductor, golpean los cristales, que comunican al sistema una señal eléctrica. Así, los cristales sirven tanto de emisores como receptores. Para evitar problemas de reflexión propios de los transductores, éstos poseen una sustancia que atenúa tal efecto, así como un lente acústico para enfocar correctamente las ondas mecánicas emitidas.

Beamforming

Es una técnica común usada para direccionar señales enviadas o recibidas a partir de un arreglo de antenas o sensores en el presente caso. Como se ha mencionado, si se le da un pulso a un piezoeléctrico, éste emite un pulso mecánico. Si ahora, se considera dos elementos que están separados espacialmente, ambos emitirán pulsos, pero por interferencia, el pulso total no será óptimo. Esto puede solucionarse tras aplicar unos retrasos bien definidos a cada señal enviada hacia cada piezoeléctrico, de forma que al interferir lo hagan constructivamente, permitiendo que la energía de cada señal emitida vaya en una misma dirección angular.

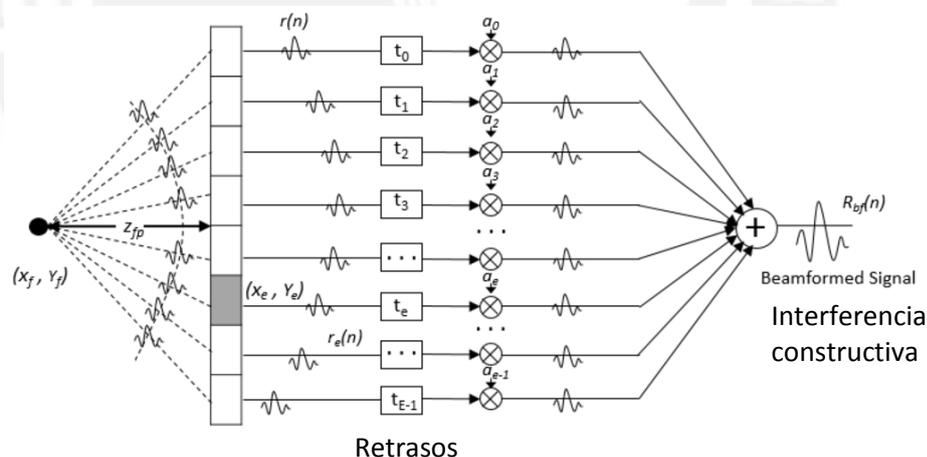


Figura A.1. Esquema usado para realizar beamforming durante la emisión de pulsos de ultrasonido en el medio.

CPU del sistema

Contiene el microprocesador, memoria, amplificadores y fuentes para el microprocesador y el transductor. El CPU, aparte de enviar y recibir señales eléctricas del transductor, también realiza los cálculos necesarios para procesar la

data de entrada. Luego de ello, forma la imagen en el monitor, y puede guardar la misma.

Caracterización del medio por ultrasonido

La situación típica en adquisición de señales que describan el medio es la mostrada en la figura adyacente: un punto de scattering o que ocasionará reflexión se encuentra localizado a cierta profundidad d del transductor. Cuando un pulso corto se envía con el transductor, al tiempo $2d/c$ se recibirá el eco proveniente de dicho punto. Si hubiese más puntos de reflexión debajo, los ecos tardarían más en llegar al transductor. Asimismo, si hubiese n puntos a lo largo del mismo eje, el eco resultante consistiría en la superposición del eco de cada punto de reflexión presente.

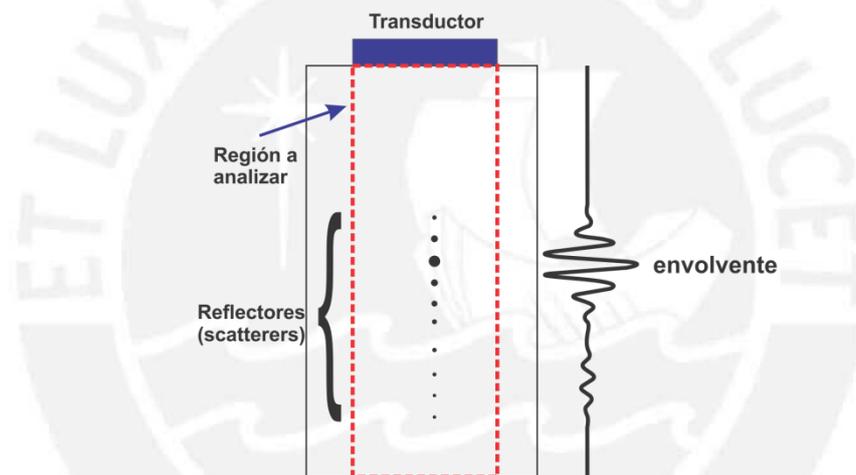


Figura A.2. Formación de un scan line, tras calcular la envolvente producida por la reflexión de scatterers en el medio.

Sin embargo, para visualizar la información recibida, se genera una scan line, la cual es generada tras calcular la envolvente del eco total, seguido del cálculo del logaritmo, para comprimir la información a un rango de visualización adecuado para el ojo humano.

A.2. Modalidades de ultrasonido

Modo-A: Es el análisis de una sola línea a través del tejido (scan line), donde se muestran los ecos en función de la profundidad.

Imagen modo-B: Esta imagen (brightness mode) es construida tras adquirir una gran cantidad de scan lines dentro de un rango de aproximadamente 40 mm. En el caso de un arreglo de cristales lineal (transductor lineal), se requiere hacer beamforming para formar una señal mecánica con el aporte de cada elemento, que enfoque a una dirección específica dentro de la región de interés. Tras realizar lo mismo varias veces, se irá modificando la dirección angular de cada pulso enviado, y el eco corresponderá a una sección distinta dentro de la región de interés, con lo cual paulatinamente será posible caracterizar toda el área. Nuevamente, cada eco recibido es procesado a fin de obtener la envolvente respectiva, calculando por último el logaritmo para una mejor visualización.

Modo Doppler: Está basado en el efecto Doppler, naturalmente. Este efecto describe el cambio de frecuencia percibido cuando hay un movimiento relativo entre la fuente emisora y el receptor. Si hay acercamiento, la frecuencia percibida aumenta, caso contrario disminuye. En ultrasonido es igual, pues cuando un objeto móvil refleja una onda de ultrasonido emitida por un transductor, hace que la frecuencia del eco varíe. Esa variación depende del sentido de su movimiento: si la frecuencia aumenta, es que el objeto se mueve hacia la posición del transductor, mientras que si disminuye significa que se está alejando. Asimismo, el grado de la variación depende también de la velocidad del movimiento. Todo esto se mide por el ultrasonido Doppler, que ha venido siendo usado para estimar la cantidad de flujo sanguíneo que sale o ingresa al corazón y arterias.

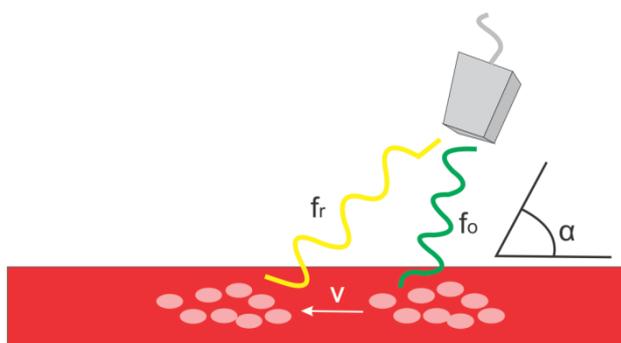


Figura A.3. Esquema del cambio de frecuencia percibido cuando se analiza un objeto móvil, dependiendo de su sentido respecto al sensor.

Modo Power Doppler: Es una técnica Doppler alternativa, que en lugar de analizar variaciones de frecuencia, detecta cambio en amplitud de los ecos. Un uso común es analizar la densidad de hematíes en la sangre, en lugar de su velocidad. Asimismo, suelen ser eficientes para monitorear flujos lentos o débiles. Por tal motivo, en la tesis se emplea esta modalidad para monitorear las ondas de corte emitidas en las muestras (que presentan una baja velocidad de propagación), así como del patrón de interferencia originado.

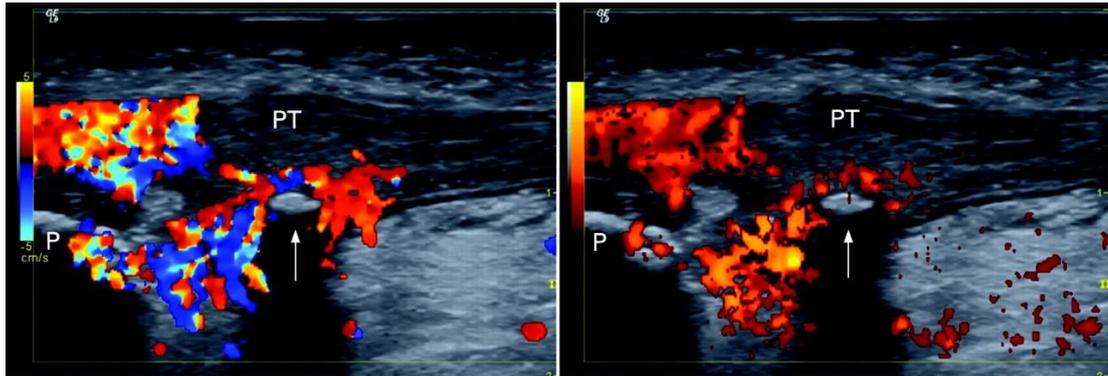


Figura A.4. Contraste entre una imagen Doppler (izquierda) y una Power Doppler (derecha). La imagen Doppler muestra el sentido del movimiento del flujo sanguíneo, mientras que la imagen Power Doppler muestra regiones donde se evidencia fluido, mas no da información de su sentido.

Bibliografía

- [1] AN, Liwei
2010 “Analysis of crawling waves and estimation of tissue elasticity. Doctoral dissertation, University of Rochester. School of Engineering and Applied Sciences.
- [2] Wu, Z
2005 “Shear wave interferometry and holography, an application of sonoelastography”. Doctoral dissertation, University of Rochester. School of Engineering and Applied Sciences.
- [3] CASTAÑEDA, Benjamin
2009 “Extracting Information from Sonoelastographic Images”. Doctoral dissertation, University of Rochester. School of Engineering and Applied Sciences.
- [4] AZAR, Reza Zahiri, et al.
2010 “2-D high-frame-rate dynamic elastography using delay compensated and angularly compounded motion vectors: preliminary results”. IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control, vol. 57, no 11, p. 2421-2436.
- [5] HOYT, Kenneth et al.
2007 “Real-time shear velocity imaging using sonoelastographic techniques”. Ultrasound in medicine & biology, vol. 33, no 7, pp. 1086-1097.
- [6] MCLAUGHLIN, Joyce, et al.
2007 “Shear wave speed recovery using moving interference patterns obtained in sonoelastography experiments”. The Journal of the Acoustical Society of America, vol. 121, no 4, pp. 2438-2446.
- [7] Ministerio de Salud
2014 “Análisis de la situación del cáncer en el Peru. Ministerio de Salud, Direccional general de Epidemiología. Información.
[Consulta: 13 de setiembre de 2014]
http://www.dge.gob.pe/portal/docs/asis_cancer.pdf
- [8] PARKER, Kevin et al.
2010 “Imaging the elastic properties of tissue: the 20 year perspective”. Physics in medicine and biology, vol. 56, no 1, pp. R1.

- [9] PARTIN, Alexander et al.
2014 “Elasticity estimates from images of crawling waves generated by miniature surface sources”. *Ultrasound in medicine & biology*, 2014, vol. 40, no 4, pp. 685-694.
- [10] TAYLOR, Lawrence Steven.
2002 “Three-dimensional sonoelastography: Principles and practices with application to tumor visualization and volume estimation. Doctoral dissertation, University of Rochester. School of Engineering and Applied Sciences.
- [11] WU, Zhe, et al.
2006 “Sonoelastographic imaging of interference patterns for estimation of shear velocity distribution in biomaterials”. *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 120, no 1, pp. 535-545.
- [12] ZELL, K., et al.
2007 “Acoustical properties of selected tissue phantom materials for ultrasound imaging”. *Physics in medicine and biology*, vol. 52, no 20, p. N475.
- [13] WikiSonix. Main Page. Guía de referencia de equipos UltraSonix.
http://www.ultrasonix.com/wikisonix/index.php/Main_Page.
- [14] NIGHTINGALE, Kathy
2011 “Acoustic radiation force impulse (ARFI) imaging: a review”. *Current medical imaging reviews*, vol. 7, no 4, pp. 328-339.
- [15] SHARMA, Amy C., et al.
2004 “Acoustic radiation force impulse imaging of in vivo breast masses. En *Ultrasonics Symposium*, 2004 IEEE, pp. 728-731.
- [16] CASTANEDA, Benjamin, et al.
2013 “Application of numerical methods to elasticity imaging”. *Mol Cell Biomech*, vol. 10, no 1, pp. 43-65.

[17] HOYT, Kenneth, et al.

2008 "Quantitative sonoelastography for the in vivo assessment of skeletal muscle viscoelasticity". Physics in medicine and biology, vol. 53, no 15, pp. 4063.

[18] EL-SUM, H. M. A. y LARMORE, Lewis.

1969 "Acoustical holography". New York: Plenum Press.

[19] LERNER, Robert M. et al.

1990 "Sonoelasticity" images derived from ultrasound signals in mechanically vibrated tissues". Ultrasound in medicine & biology, vol. 16, no 3, pp. 231-239.

[20] HARIHARAN, Parameswaran.

1996 "Optical Holography: Principles, techniques and applications". Cambridge University Press.

[21] PARKER, Kevin J., et al.

1998 "Vibration sonoelastography and the detectability of lesions". Ultrasound in medicine & biology, vol. 24, no 9, pp. 1437-1447.

[22] ZHANG, Man, et al.

2007 "Congruence of imaging estimators and mechanical measurements of viscoelastic properties of soft tissues". Ultrasound in medicine & biology, vol. 33, no 10, pp. 1617-1631.