

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ**  
**FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA**



PONTIFICIA  
**UNIVERSIDAD**  
**CATÓLICA**  
DEL PERÚ

**CARACTERIZACIÓN DE UN ECÓGRAFO DE INVESTIGACIÓN  
PARA APLICACIONES EN SONOELASTOGRAFÍA**

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

**Gabriela Torres Gárate**

**ASESORES:**

**Dr. Ing. Benjamín Castañeda Aphán**  
**Ing. Juvenal Ormachea Quispe**

Lima, diciembre de 2014

## Resumen

En la actualidad, diversas técnicas de elastografía buscan caracterizar tejidos para obtener parámetros de visco-elasticidad y poder identificar anomalías de forma no invasiva. Esta metodología se basa en la correlación de la variación de las propiedades mecánicas de los tejidos con cambios patológicos de los mismos, lo cual permite hallar anomalías en diferentes zonas del cuerpo. Dentro de estas técnicas, la sonoelastografía involucra un conjunto de métodos basados en la excitación mecánica del tejido para obtener parámetros de elasticidad relativa o absoluta, dependiendo de la modalidad del ensayo. Esta técnica se puede implementar en escáneres ultrasónicos comerciales que tengan la capacidad de generar imágenes modo Doppler, de forma que se puedan visualizar las señales sonoelastográficas deseadas, con la adición de vibradores externos a determinada frecuencia y amplitud de vibración.

En la presente investigación se desarrolla una metodología para caracterizar la implementación del método de sonoelastografía, mediante el estudio de dos parámetros de un ecógrafo de investigación. Estos dos parámetros son: la frecuencia de repetición de pulso y el número de cuadros promedio para la estimación Doppler. Mediante el análisis del comportamiento de las señales en función la relación de estos dos parámetros, se modelarán las señales obtenidas en simulaciones y experimentos.

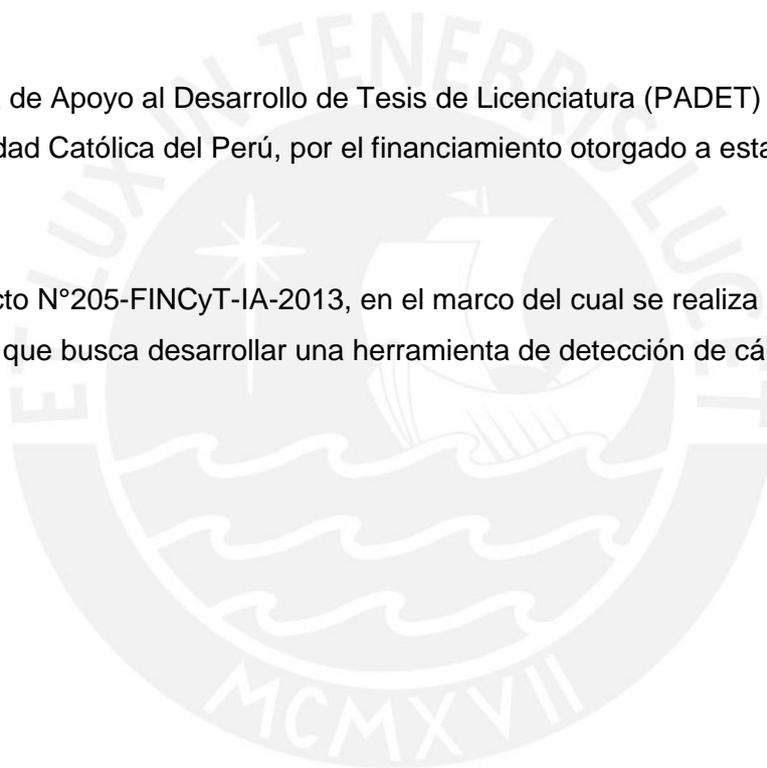
En este sentido, se caracterizó el ecógrafo de investigación mediante la definición de una relación lineal entre ambos parámetros relacionada a la periodicidad de la señal. Asimismo, se analizó el efecto de ambos parámetros, concluyendo que para menores valores de frecuencia de repetición de pulso, el sistema aumenta su sensibilidad, ya que es capaz de medir señales a bajos valores de amplitud de vibración con una variabilidad menor al 10%. No obstante, su rango de medición para esta variabilidad es muy limitado. Esta limitación de rango se reduce al aumentar el valor de frecuencia de repetición de pulso. En contraste, a mayores valores de frecuencia de repetición de pulso, la sensibilidad del sistema se reduce, no pudiendo medir amplitudes de vibración pequeñas. Los resultados obtenidos se correlacionan en simulaciones y experimentos.

A mis padres, por su constante respaldo y motivación.

Agradezco a mis asesores, por brindarme su confianza y apoyo.

Al Programa de Apoyo al Desarrollo de Tesis de Licenciatura (PADET) de la Pontificia Universidad Católica del Perú, por el financiamiento otorgado a esta investigación.

Al proyecto N°205-FINCyT-IA-2013, en el marco del cual se realiza este trabajo de tesis y que busca desarrollar una herramienta de detección de cáncer de mama.



## Índice

Introducción.....	1
Capítulo 1: Principios de Elastografía .....	2
1.1 Generalidades.....	2
1.2 Métodos de Elastografía .....	2
1.2.1 Sonoelastografía: Cualitativa y Cuantitativa.....	2
1.2.2 Elastografía por Compresión .....	3
1.2.3 Elastografía por Resonancia Magnética .....	3
1.2.4 Fuerza de Radiación Ultrasónica Espacialmente Modulada .....	5
1.3 Consideraciones .....	6
1.4 Objetivos .....	6
1.4.1 Objetivo General.....	6
1.4.2 Objetivos Específicos .....	6
Capítulo 2: Teoría de Sonoelastografía.....	7
2.1 Generalidades.....	7
2.2 Modelo Teórico.....	7
2.2.1 Modelo Cualitativo .....	7
2.2.2 Modelo Cuantitativo.....	11
2.3 Elaboración del Maniquí de Experimentación .....	13
Capítulo 3: Metodología para caracterizar el sistema sonoelastográfico.....	17
3.1 Generalidades.....	17
3.2 Metodología.....	17
3.4 Simulaciones .....	20
3.3 Experimentos.....	22
Capítulo 4: Análisis de Resultados .....	24
4.1 Análisis de Simulaciones .....	24
4.2 Relación entre <i>PRF</i> y tamaño de <i>Ensemble</i> .....	26
4.3 Verificación en Experimentos .....	31
4.4 Aplicación en Sonoelastografía Cuantitativa.....	35
Conclusiones.....	38
Recomendaciones .....	39
Bibliografía.....	40

## Índice de figuras

Figura 1 Ensayo de sonoelastografía cualitativa, realizado en hígado porcino. (A) Imagen en Modo B, (B) Imagen de sonoelastografía, (C) Fotografía del hígado. Adaptado de [18].	8
Figura 2 Esquema de generación de un paquete de cuadros o <i>Ensemble</i>	9
Figura 3 Esquema del Algoritmo para la generación de sonoelastografía cualitativa	11
Figura 4 Imagen de Sonoelastografía cuantitativa para un cuadro	11
Figura 5 Comportamiento de la señal de sonoelastografía en el tiempo	12
Figura 6 Mapa de Fases en función a la imagen de Sonoelastografía	12
Figura 7 Representación de la Gradiente de Fase en una profundidad analizada	13
Figura 8 Mapa de Velocidades de Corte en Sonoelastografía Cuantitativa en un tejido homogéneo (B) con una inclusión (A). Se aprecia que la inclusión tiene una velocidad de corte promedio de $5\text{ms}^{-1}$ , comparada con la zona homogénea de $3.7\text{ms}^{-1}$ en promedio.	14
Figura 9 De izquierda a derecha, (a) Molde empleado para la elaboración del maniquí. (b) Maniquí homogéneo de experimentación.	15
Figura 10 Fotografía del maniquí de elasticidad modelo 049 elaborado por la compañía CIRS.	15
Figura 11 Esquema del maniquí de elasticidad modelo 049, indicando los cuatro pares de inclusiones esféricas y sus dimensiones en las vistas superior, frontal y lateral derecha. Cada par tiene un valor de elasticidad especificado por el fabricante. Adaptado de [26]	16
Figura 12 Esquema de Experimentación. (A) El transductor registra las señales de radiofrecuencia estando conectado al sistema ultrasónico. (B) El maniquí homogéneo realizado en el laboratorio se encuentra en contacto indirecto con el transductor. (C) El vibrador, el cual es controlado por un amplificador conectado a un generador de ondas sinusoidales, produce un movimiento constante en el transductor mediante una barra adherida al mismo. Esta vibración se registra en un acelerómetro conectado a una computadora, que permite verificar la amplitud generada.	18
Figura 13 Fotografía de un ensayo experimental, en donde se observa al transductor conectado al vibrador y registrando las señales de radiofrecuencia estando conectado al sistema ultrasónico	19
Figura 14 Señal Sinusoidal generada en función a la frecuencia central del transductor (azul) y señal con enventanado Hanning (rojo)	20
Figura 15 Simulación de un pulso eco del transductor. Los valores de amplitud se encuentran normalizados en función a la señal sinusoidal original.	21
Figura 16 Señal RF simulada a lo largo del tiempo en función a la vibración del transductor. En el eje vertical se representa el tiempo dado por el tamaño de <i>Ensemble</i> y en el eje vertical se indica la profundidad de la señal, en píxeles.	21
Figura 17 Diagrama de Flujo de una Secuencia de Experimentación. Se busca repetir la secuencia de obtención de datos RF y amplitud de vibración para valores de 1 a 15 $\mu\text{m}$ de amplitud de vibración, para <i>PRF</i> entre 300 Hz y 2000 Hz, para valores de tamaño de <i>Ensemble</i> de 6 a 16, para frecuencias de vibración de 100 Hz a 300 Hz	23

Figura 18 (a) Tomado de [22] Simulación de la varianza sonoelastográfica ante variaciones de Wall Filter y *PRF*. (b) Verificación de la simulación realizada en (a) normalizada. Se verifica la correlación de las señales modeladas. .... 25

Figura 19 Simulación de la varianza sonoelastográfica ante variaciones del parámetro Wall Filter, para valores de amplitud de vibración de hasta 15µm. Dada una frecuencia de vibración de 200Hz, *Ensemble* 16, frecuencia central del transductor de 6MHz y *PRF* 740 Hz. (a) Tomado de [22] Simulación de la varianza sonoelastográfica ante variaciones de Wall Filter. (b) Verificación de la simulación realizada en (a) normalizada. Se verifica la correlación de las señales modeladas. .... 25

Figura 20 Simulación de la varianza sonoelastográfica ante variaciones del parámetro Wall Filter, para valores de amplitud de vibración de hasta 100 µm. Dada una frecuencia de vibración de 200Hz, tamaño de *Ensemble* 8, frecuencia central del transductor de 10MHz y *PRF* 600 Hz. .... 26

Figura 21 Simulación de la varianza sonoelastográfica ante variaciones de la fase inicial, en el punto [45 25] para valores de *PRF*: 300, 400, 500, 600, 700 Hz. Parámetros establecidos: frecuencia de vibración de 100 Hz, Amplitud de vibración de 15 µm, tamaño de *Ensemble* 8, frecuencia central del transductor 10 MHz, frecuencia de muestreo 800 MHz, duración de simulación 1 segundo..... 27

Figura 22 Simulación de la varianza sonoelastográfica ante variaciones de la fase inicial, en el punto [45 25] para valores de *PRF*: 300, 400, 500, 600, 700 Hz, con variación a amplitud de vibración 30 um. .... 28

Figura 23 Simulación de la varianza sonoelastográfica ante variaciones de la fase inicial, en el punto [45 25] para valores de *PRF*: 300, 400, 500, 600, 700 Hz, con variación a un tamaño de *Ensemble* 16. .... 28

Figura 24 Simulación de la varianza sonoelastográfica ante variaciones de la fase inicial, en el punto [45 25] para valores de *PRF*: 350 y 700 Hz, a un tamaño de *Ensemble* 16. .... 29

Figura 25 Simulación de la varianza sonoelastográfica ante variaciones de fase inicial, en el punto [45 25] para valores de tamaño de *Ensemble* 6, 8, 10, 12, 14, 16. Para una frecuencia de vibración de 100 Hz y *PRF* de 600 Hz. .... 29

Figura 26 Simulación de la varianza sonoelastográfica ante variaciones de fase inicial, en el punto [45 25] para valores de tamaño de *Ensemble* 6, 8, 10, 12, 14, 16. Para una frecuencia de vibración de 100 Hz y *PRF* de 600 Hz. .... 30

Figura 27 Relación de *PRF* y tamaño de *Ensemble* (6 – 16) dependiendo de la frecuencia de vibración del transductor para una simulación de sonoelastografía. .... 31

Figura 28 (a) Simulación y (b) Experimento de caracterización sonoelastográfica, representación del comportamiento de la línea 10 (en distancia axial) en el tiempo (cuadros). Para ambas experiencias se emplearon los siguientes parámetros: Frecuencia de Vibración 100 Hz, Amplitud de vibración 15 µm, *PRF* 500 Hz, tamaño de *Ensemble* 16, Frecuencia central del transductor 10 MHz. .... 32

Figura 29 (a) Simulación y (b) Experimento de caracterización sonoelastográfica, representación del comportamiento de la línea 10 (en distancia axial) en el tiempo (cuadros). Parámetros: Frecuencia de Vibración 100 Hz, Amplitud de vibración 15 µm, *PRF* 500 Hz, tamaño de *Ensemble* 12, Frecuencia central de 10 MHz. .... 33

Figura 30 Coeficiente de variabilidad para un experimento de caracterización sonoelastográfica, variando el parámetro de *PRF*. Realizado con una frecuencia de vibración de 100 Hz y frecuencia central del transductor de 10 MHz. .... 34

- Figura 31 Mapa de velocidades de corte en un tejido homogéneo con inclusión, a una frecuencia de vibración de 100 Hz, tamaño de *Ensemble* 12 y *PRF* 500 Hz. .... 36
- Figura 32 Mapa de velocidades de corte en un tejido homogéneo con inclusión, a una frecuencia de vibración de 100 Hz, tamaño de *Ensemble* 16 y *PRF* 500 Hz. .... 36



## Introducción

Las técnicas de elastografía han evolucionado considerablemente durante las últimas décadas. Su desarrollo radica en la obtención de propiedades elásticas de tejidos de forma no invasiva. Las técnicas desarrolladas se diferencian por el tipo de aplicación, estímulo aplicado al tejido y resultado obtenido, cualitativo o cuantitativo. Se han propuesto diversas técnicas en elastografía para caracterizar diferentes tipos de tejidos en el cuerpo, no obstante, presentan inconvenientes en cuanto a acoplamiento o exposición de la región examinada [1].

La sonoelastografía se basa en la generación de patrones mediante los cuales se pueden estimar valores de varianza y propiedades elásticas en función a la excitación de tejidos por medio de fuentes de vibración mecánica. Su implementación sencilla en escáneres comerciales con modalidad de Doppler a color promueve la constante mejora de técnicas basadas en sonoelastografía. El objetivo principal de esta tesis es caracterizar un ecógrafo de investigación para minimizar la presencia de artefactos en ensayos de sonoelastografía con maniquíes de experimentación. Como resultado, se estudiará la relación entre la variabilidad respecto a los parámetros de frecuencia de repetición de pulso y número de cuadros promedio para la estimación Doppler, en experimentos y simulaciones. Asimismo, se determinará el rango de amplitudes de vibración del transductor, de forma que se correlacionen con la intensidad hallada mediante sonoelastografía, evitando ruido y *aliasing*.

En el primer capítulo se abordará el estado del arte de las técnicas de elastografía, realizando una comparación de las principales ventajas y limitaciones de cada una. En el segundo capítulo se explicará la teoría de la sonoelastografía, diferenciando la metodología cualitativa de la cuantitativa y brindando una definición teórica de los parámetros a analizar, así como el detalle del maniquí empleado para los experimentos. Posteriormente, en el tercer capítulo, se explicará la metodología desarrollada para realizar las simulaciones y experimentos, detallando los procedimientos realizados. En, en el cuarto capítulo se explicarán y analizarán los resultados obtenidos, a partir de la comparación de simulaciones y experimentos. Finalmente, se definirán las conclusiones y las recomendaciones de esta investigación.

## **Capítulo 1: Principios de Elastografía**

### **1.1 Generalidades**

Mediante el método de palpación, un médico puede identificar tejidos enfermos en función a su dureza. Este método se basa en las propiedades elásticas de las zonas analizadas para brindar un diagnóstico cualitativo y subjetivo sobre posibles presencias de patologías. La elastografía se basa en este principio y contempla un conjunto de métodos no invasivos de obtención de parámetros viscoelásticos de tejidos en el cuerpo.

De forma cuantitativa o cualitativa, los métodos de elastografía buscan características anómalas que puedan representar la presencia de tejidos patológicos con diferente rigidez. Asimismo, los medios por los cuales se generan los ensayos se basan en ultrasonido, resonancia magnética y tomografía de coherencia óptica (OCT). Pese a que los métodos difieren en considerables aspectos, es importante notar que para todos se necesita la aplicación de una fuerza en el tejido, la cual se genera de forma mecánica externa o mediante fuerzas de radiación acústica.

### **1.2 Métodos de Elastografía**

Los métodos en elastografía buscan caracterizar tejidos para representar la presencia de patologías en diferentes zonas del cuerpo. En la Tabla 1, se presenta una comparación de técnicas seleccionadas, señalando sus ventajas y desventajas.

#### **1.2.1 Sonoelastografía: Cualitativa y Cuantitativa**

Mediante la técnica de sonoelastografía, desarrollada por Lerner et al. en 1988 [2], se estima la amplitud de respuesta de los tejidos bajo una excitación mecánica armónica usando técnicas de ultrasonido en modo Doppler. Estas señales son inducidas por actuadores externos o vibradores. Debido a la relación entre la respuesta vibratoria y la varianza espectral en modo Doppler, la amplitud de ondas propagándose en los tejidos es visible en tiempo real. En este sentido, teniendo el valor de amplitud de ondas en los tejidos y sabiendo que la rigidez es inversamente proporcional a este valor, los tejidos enfermos pueden ser identificados como puntos con menor amplitud.

Una variación de sonoelastografía, fue propuesta por Wu et al. [3] para crear patrones de interferencia producidas por dos fuentes de vibración opuestas con una diferencia de frecuencia mínima entre ambas. La velocidad aparente de las ondas generadas es proporcional a la velocidad local del tejido, por lo que es posible estimar el módulo de elasticidad para las diferentes zonas examinadas. La técnica desarrollada por Wu [3], ha sido exitosamente aplicada en ensayos con tejidos en animales y humanos.

### **1.2.2 Elastografía por Compresión**

Desarrollada por Ophir et al [4] en 1991, esta técnica cualitativa se basa en modelar el comportamiento del tejido como un conjunto de resortes que se desplazan de acuerdo a su rigidez relativa en función a una fuerza de compresión externa. En este sentido, el resorte más rígido será el menos comprimido, por lo que un tejido puede ser identificado como patológico mediante este método por ser menos comprimible. Adicionalmente, mediante el cálculo del desplazamiento relativo de la zona analizada, se pueden determinar áreas de rigidez relativa. En esta técnica, los desplazamientos son calculados en función a la comparación de los ecos recibidos en el transductor antes y después de la compresión, mediante diversos métodos (ej. Correlación cruzada).

En un ensayo de elastografía por este método, un operario manipula el transductor para generar patrones de compresión en el tejido. Debido a la simplicidad en el análisis y a su compatibilidad con ecógrafos comerciales, esta técnica ya ha sido aplicada exitosamente para detectar cáncer de próstata y mama. No obstante, una clara limitación de la misma es la dependencia en el operador para generar patrones de compresión constantes, ya que el mismo operador genera la vibración, la cual idealmente es homogénea. Asimismo, otra limitación es la relatividad del análisis ya que está centrado en un área particular y no muy profunda, es decir, los resultados están sesgados por la zona de muestreo dentro la cual no necesariamente se encuentra el tejido patológico.

### **1.2.3 Elastografía por Resonancia Magnética**

Elastografía por Resonancia Magnética o MRE, por sus siglas en inglés, es una técnica desarrollada desde 1995, la cual permite caracterizar la elasticidad de tejidos de forma cuantitativa empleando la resonancia magnética.

Tabla 1. Cuadro Comparativo de Técnicas de Elastografía

Técnica	Primera Publicación	Ventajas	Limitaciones
Sonoelastografía	Lerner, 1988 [2]	Aplicada exitosamente para caracterizar cáncer de próstata, hígado, mamas y riñón. Compatible con escáneres convencionales que incluyen modo Doppler.	Cualitativa. Se necesita una fuente externa de vibración.
Elastografía de Compresión	Ophir, 1991 [4]	Aplicada exitosamente para caracterizar cáncer de próstata y mamas. Se emplea el mismo transductor del escáner. Simplicidad en el análisis.	Cualitativa. Calidad depende del operador. Dificultad para mantener la compresión constante. Dificultada para emplear en tejidos profundos.
Elastografía de Resonancia Magnética	Mathupillai, 1995 [5]	Aplicada exitosamente para caracterizar cáncer de próstata, hígado, mama, músculo. Cuantitativa. Alta precisión y exactitud.	Necesidad de un resonador, lo cual genera un costo elevado. Largo tiempo de adquisición.
Elastografía de Onda de Corte	Sarvazyan, 1998 [6]	Aplicada exitosamente para caracterizar cáncer de hígado, de corazón, cerebro, tiroides y mama. Cuantitativa.	Incrementa la temperatura del tejido lo cual puede generar quemaduras.
Elastografía de Onda de Corte Supersónica	Bercoff, 2004 [7]	Aplicada exitosamente para caracterizar hígado, pared arterial, cornea, Cuantitativa. Se pueden visualizar propiedades de viscoelasticidad en tiempo real. Alto grado de penetración.	Escáneres de mayor a 5000 cuadros por segundo. Incrementa la temperatura del tejido, lo cual debe ser correctamente caracterizado para no generar quemaduras.
Impulso por Fuerza de Radiación Acústica (ARFI)	Nightingale, 1999 [8]	Cualitativa Alto grado de penetración.	Incrementa la temperatura del tejido, lo cual debe ser correctamente caracterizado para no generar quemaduras. La intensidad y duración de los pulsos es limitada.
Fuerza de Radiación de ultrasonido Espacialmente Modulada (SMURF)	McAleavey, 2007 [9]	Aplicada exitosamente para caracterizar arterias, tumores rectales y fibrosis de hígado. Cuantitativa. Solo requiere un punto de test para medir el desplazamiento del tejido. Rango de penetración de 4 cm.	Incrementa la temperatura del tejido lo cual puede generar quemaduras. Alta Atenuación, por lo que presenta alta dificultad al evaluar tejidos visco-elásticos.
Sonoelastografía por interferencia de patrones	Wu, 2004 [3]	Aplicada exitosamente para detectar lesiones hepáticas in vitro, caracterizar tejido de próstata y músculo ex vivo. Cuantitativa. Alta relación señal a ruido (SNR).	Se necesitan dos fuentes externas de vibración.
Elastografía por OCT	Schmitt, 1998 [10]	Aplicado exitosamente ara caracterizar anomalías en cornea, Cuantitativa. Alta precisión.	Bajo rango de penetración. Se necesitan fuentes de luz y equipamiento adicional.

Elaboración Propia

Las imágenes resultantes mediante MRE posibilitan el cálculo de propiedades mecánicas de tejidos, sin tener limitaciones de profundidad, pudiendo medir en las tres componentes espaciales con un alto grado de sensibilidad, permitiendo medir desplazamientos menores a 200 micrómetros [5]. La técnica se basa en el método de imagenología por contraste de fases, en donde se inducen ondas de corte en el tejido, obteniendo un desfase cuantificable debido al movimiento cíclico de los giros nucleares y permitiendo obtener el módulo de elasticidad en función la estimación de frecuencias locales.

A pesar de ser una técnica que brinda resultados con alta precisión, el costo de implementación es elevado debido al requerimiento de contar con un resonador magnético. Asimismo, debido al mismo proceso de resonancia, el cual altera dipolos magnéticos en función al campo generado, el tiempo de examinación es elevado en comparación con otras técnicas elastográficas, llegando a tener tiempos de adquisición de 15 minutos por dirección. [11]

#### **1.2.4 Fuerza de Radiación Ultrasónica Espacialmente Modulada**

Fuerza de Radiación Ultrasónica Espacialmente Modulada o SMURF, por sus siglas en inglés, es una técnica desarrollada por McAleavey et. al. [9] la cual se basa en la fuerza de radiación acústica (ARF) como generadora de impulsos en el tejido. Esta técnica emplea un patrón espacialmente modulado para obtener una frecuencia espacial en la región, la cual es excitada por impulsos de ARF, generando desplazamientos temporales, procesados para obtener patrones de velocidad en el tejido.

En función de la longitud de onda del ARF y la frecuencia de vibración del tejido, se busca medir la frecuencia de la onda de corte propagada y determinar el módulo de corte del tejido, el cual es un indicador de su elasticidad. Este método se ha desarrollado empleando técnicas de rastreo de granularidad (*speckle tracking*) mediante líneas espaciales las cuales permiten minimizar errores correlacionados con el ruido generado por el desfase en rastreo multilineal.

Esta técnica ha sido aplicada exitosamente para caracterizar arterias [12], tumores rectales [13], fibrosis de hígado [14] y el corazón [15]. No obstante, debido a la naturaleza de la fuerza externa generadora de excitación, esta técnica aumenta la temperatura de los tejidos, lo cual puede generar quemaduras. Asimismo, presenta

una alta atenuación en comparación con técnicas de sonoelastografía, lo cual genera una alta problemática al implementar aplicaciones en tejidos visco-elásticos.

### **1.3 Consideraciones**

Los factores determinantes que permiten elegir un ensayo particular de elastografía son: el tipo de resultado, tiempo y costo de aplicación. Debido a que los ensayos de elastografía se realizan en diferentes partes del cuerpo, no es posible recomendar una sola técnica para todo tipo de tejido. Mientras que técnicas cualitativas como la elastografía por compresión tienen alta efectividad en tejidos superficiales [4], las técnicas con resonancia magnética, son más adecuadas para tejidos profundos.

Actualmente, en el Laboratorio de Imágenes Médicas (LIM) de la Pontificia Universidad Católica del Perú, se realizan investigaciones de elastografía mediante ultrasonido. Una técnica en desarrollo es la sonoelastografía, realizada con el escáner SonixTouch (Analogic Ultrasound). Este equipo cuenta con la función de Color Doppler y Power Doppler, las cuales brindan la posibilidad de visualizar en vivo las señales de sonoelastografía cualitativa y cuantitativa. Para estos ensayos es importante evitar la presencia de artefactos que generan valores erróneos en la obtención de elasticidad. Esto pone en evidencia la necesidad de un estudio para entender las características y parámetros del escáner para la correcta implementación de la técnica.

### **1.4 Objetivos**

#### **1.4.1 Objetivo General**

Caracterizar un ecógrafo de investigación para minimizar la presencia de artefactos en ensayos de sonoelastografía con maniqués de experimentación.

#### **1.4.2 Objetivos Específicos**

1. Estudiar la relación entre la variabilidad respecto a los parámetros de Frecuencia de Repetición de Pulso y Número de Cuadros Promedio para la estimación Doppler, en experimentos y simulaciones.
2. Determinar el rango de amplitudes de vibración del transductor, de forma que se correlacionen con la intensidad hallada mediante sonoelastografía, evitando ruido y *aliasing*.

## Capítulo 2: Teoría de Sonoelastografía

### 2.1 Generalidades

El uso de sonoelastografía para hallar lesiones en tejidos humanos es una técnica que brinda información sobre las propiedades viscoelásticas de los tejidos, adicionales a otras exámenes, mediante las cuales el médico puede mejorar su diagnóstico. Los resultados obtenidos se generan de forma cualitativa o cuantitativa dependiendo de la configuración del ensayo. El acoplamiento con escáneres que incluyen la modalidad color Doppler posibilita la implementación de este sistema en el LIM.

En el presente capítulo, se desarrolla la explicación teórica de las técnicas de sonoelastografía, detallando los alcances de la misma de forma cualitativa y cuantitativa.

### 2.2 Modelo Teórico

#### 2.2.1 Modelo Cualitativo

El modelo de sonoelastografía cualitativa fue propuesto inicialmente por Lerner et al. [2], basado en la posibilidad de estimar el desplazamiento de partículas vibratorias en base al principio Doppler en ultrasonido. Este principio se basa en la relación entre la varianza espectral Doppler y la amplitud de vibración de condición sinusoidal del tejido para detectar cualitativamente variaciones de elasticidad locales. Este método emplea una fuente de vibración externa a frecuencias típicas de 20 a 1000 Hz y con amplitudes menores a 100 micrómetros, las cuales no generan daño en el tejido.

La sonoelastografía ha sido implementada para realizar detección de cáncer de próstata [16], hígado [17], riñón [16], entre otros. En la Figura 1, se puede apreciar un ensayo típico de sonoelastografía realizado por Zhang et al. [18] donde se compara una imagen de sonoelastografía (Fig.1A) con una imagen en Modo B (Fig. 1B), las cuales representan una lesión en un corte de hígado porcino, como se muestra en la fotografía (Fig. 1C). Este ensayo muestra cualitativamente el beneficio de la imagen (Fig. 1A), que permite identificar la lesión con mayor contraste que en Modo B.

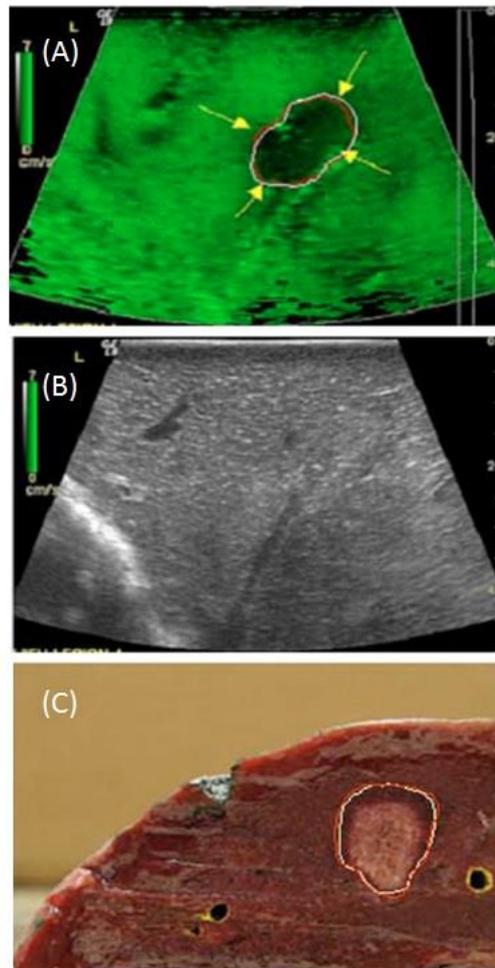


Figura 1 Ensayo de sonoelastografía cualitativa, realizado en hígado porcino. (A) Imagen en Modo B, (B) Imagen de sonoelastografía, (C) Fotografía del hígado.

Adaptado de [18].

La relación entre la amplitud de vibración del tejido y su propagación espectral viene dada por la ecuación propuesta por Huang *et. al.* [19],

$$A_v = \sqrt{2} \frac{\sigma_\omega}{\omega_v}, \quad [19] \quad (1)$$

en donde  $A_v$  es la amplitud de vibración del tejido,  $\sigma_\omega$  es la propagación espectral y  $\omega_v$  refiere a la frecuencia de vibración del tejido. En este sentido, se han desarrollado diversos métodos de estimación de la amplitud y frecuencia de vibración, lo que ha permitido implementar este modelo en tiempo real. Dos factores importantes en el escáner ultrasónico que influyen en la formación de imágenes de sonoelastografía son la Frecuencia de Repetición de Pulso y Número de Cuadros Promedio para la estimación Doppler.

### 2.2.1.1 Frecuencia de Repetición de Pulso (PRF, por sus siglas en inglés)

La *PRF* es el parámetro que representa la cantidad de pulsos que ocurren en un segundo, es decir, la tasa de muestreo de ecos del transductor por cuadro obtenido. Este parámetro no depende de la frecuencia central del transductor, pero si se relaciona con la profundidad del tejido a analizar y con la frecuencia de vibración del transductor, generada por un vibrador conectado a un generador de ondas sinusoidales. Dada una secuencia de ultrasonido convencional, el transductor envía y recibe pulsos, dependientes de la velocidad del sonido en el medio y de la profundidad del tejido analizado. Por lo que, ante una mayor profundidad se tendrá un menor *PRF*. Asimismo, este parámetro debe respetar el criterio de Nyquist en función a la frecuencia de vibración del transductor.

### 2.2.1.2 Número de Cuadros Promedio para la estimación Doppler (Ensemble)

El parámetro *Ensemble* representa la cantidad de cuadros o *frames* obtenidos mediante una secuencia de pulsos-eco, realizada por el transductor, para generar un cuadro de RF a color para la estimación Doppler. Es decir, por cada imagen de sonoelastografía se requiere del agrupamiento de  $N$  imágenes de RF obtenidas consecutivamente, esta cantidad  $N$  representa el valor del tamaño del *Ensemble*. Esta relación se visualiza de forma gráfica en la Figura 2.

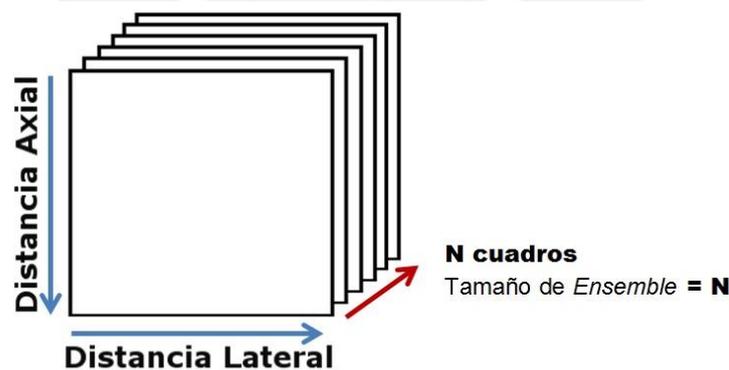


Figura 2 Esquema de generación de un paquete de cuadros o *Ensemble*

En función al espectro de potencias obtenidas en el ensayo de vibración, se obtiene la varianza del mismo, la cual permite representar la intensidad de los desplazamientos en el tejido y fue desarrollado por Kasai et al. [20]. El algoritmo se representa en la ecuación (2).

$$\sigma^2 = \frac{2}{PRP} \left( 1 - \frac{|R(PRP)|}{R(0)} \right), \quad (2)$$

donde  $\sigma^2$  es la varianza del espectro,  $PRP$  es el periodo de repetición de pulso o la inversa de la  $PRP$  y  $R(x)$  es la autocorrelación de las señales ultrasónicas obtenidas en un *Ensemble* de señales de radiofrecuencia (RF), hallada en base a la ecuación (3).

$$R(PRP) = \sum_{n=1}^{N-1} s(n+1)s^*(n), \quad (3)$$

Donde  $s(n)$  es la señal IQ generada en el ensayo y  $N$  es el número de paquetes. En función a este estimador, la varianza local es hallada, la cual representa la dureza local de las zonas analizadas en el tejido. En la Figura 3, se representa un esquema del algoritmo para obtener imágenes de sonoelastografía en función a señales de RF obtenidas en un escáner ultrasónico. En función a las señales adquiridas, se procesa la data en fase y cuadratura (IQ), de acuerdo a la ecuación (4).

$$S_{IQ}(t) = S_{CRF}(t)e^{-2\pi ift}, \quad (4)$$

En donde,  $S_{CRF}$  representa la señal original obtenida del escáner ultrasónico,  $f$  representa la frecuencia de demodulación y  $S_{IQ}$  representa la señal IQ obtenida mediante este procedimiento, la cual es compleja y al separar sus componentes, ambas tendrán un desfase de  $90^\circ$ . Posteriormente, la señal IQ es procesada por un filtro pasa bajo, por el cual se busca eliminar el espectro de frecuencias negativas y el ruido fuera del ancho de banda. Adicionalmente, la señal pasa por un proceso de decimación, para reducir la frecuencia de muestreo cumpliendo el criterio de Nyquist. Finalmente, la señal es filtrada por un filtro de pared o *Wall Filter*, de carácter pasa alto para optimizar el rango de las amplitudes de vibración deseadas.

Este modelo de sonoelastografía permite hallar cualitativamente resultados de la rigidez de los tejidos. Es decir, provee de resultados relativos en función a una elasticidad local, por lo que diversos parámetros afectan la efectividad del método, tales como el establecimiento de zonas homogéneas en contraste al tejido anómalo, reflexiones en base a los bordes del tejido, adiposidad y fenómenos de atenuación.



Figura 3 Esquema del Algoritmo para la generación de sonoelastografía cualitativa

### 2.2.2 Modelo Cuantitativo

El método de sonoelastografía cualitativa previamente descrito, puede ser modificado para obtener resultados cuantitativos mediante la formación de interferencias de patrones o *Crawling Waves*. La modificación propuesta por Wu et al. [3] se basa en el posicionamiento de dos fuentes de vibración opuestas con una diferencia de frecuencia mínima entre ambas. La velocidad aparente de las ondas generadas es proporcional a la velocidad local del tejido, por lo que es posible estimar el módulo de elasticidad para las diferentes zonas examinadas.

Este modelo ha sido implementado para realizar la caracterización de lesiones de hígado [21], próstata [22], músculos humanos [23], entre otros. En la Figura 4, se puede observar el patrón característico de una imagen de sonoelastografía empleando la configuración experimental cuantitativa en un maniquí de experimentación. Estos datos RF fueron adquiridos en la universidad de Rochester, Nueva York, Estados Unidos y procesados en la PUCP.

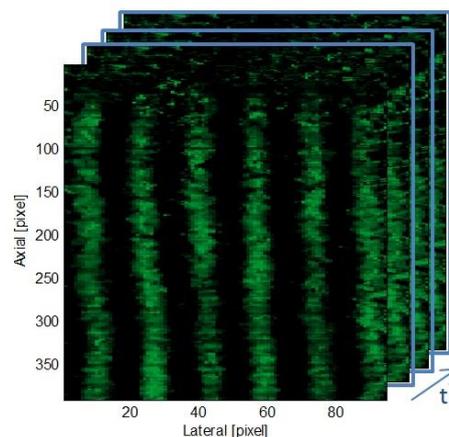


Figura 4 Imagen de Sonoelastografía cuantitativa para un cuadro

Esta imagen es postprocesada para obtener resultados que brinden parámetros de elasticidad, este algoritmo se basa en la publicación de Partin *et al.* [24]. Asimismo, en la Figura 5, se observa el comportamiento de la señal Sono en el tiempo, la cual es de carácter sinusoidal, acorde a la vibración del tejido.

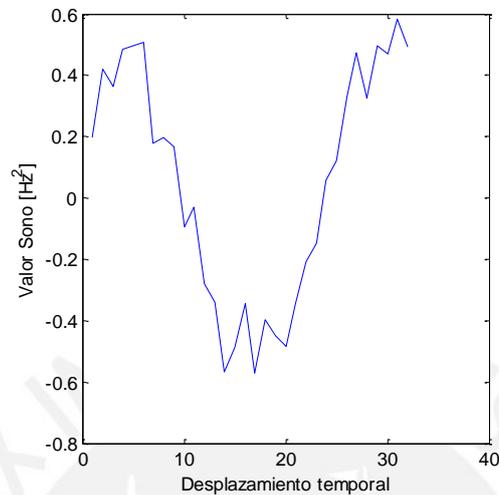


Figura 5 Comportamiento de la señal de sonoelastografía en el tiempo

En función a los resultados de sonoelastografía, la cual representa la varianza de la señal en  $\text{Hz}^2$ , se obtiene un mapa de fases generado por el procesamiento de una fase espacial para cada coordenada en el tiempo, a través de su transformada de Fourier. De esta manera se obtiene la imagen representada en la Figura 6.

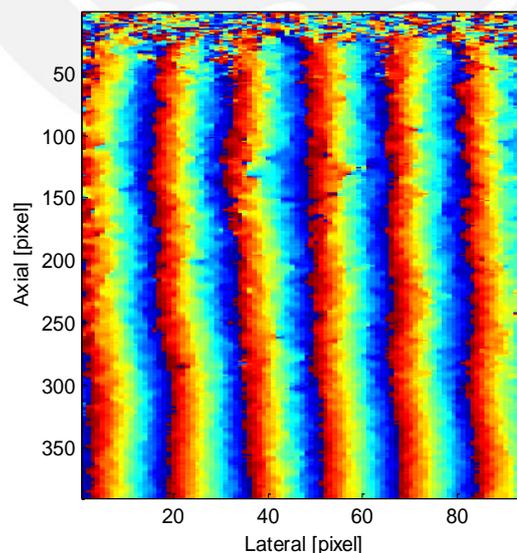


Figura 6 Mapa de Fases en función a la imagen de Sonoelastografía

Asimismo, en base a este mapeo de fases se obtiene la gradiente de forma axial y lateral. Un ejemplo de esta gradiente en un punto de análisis es representado en la Figura 7.

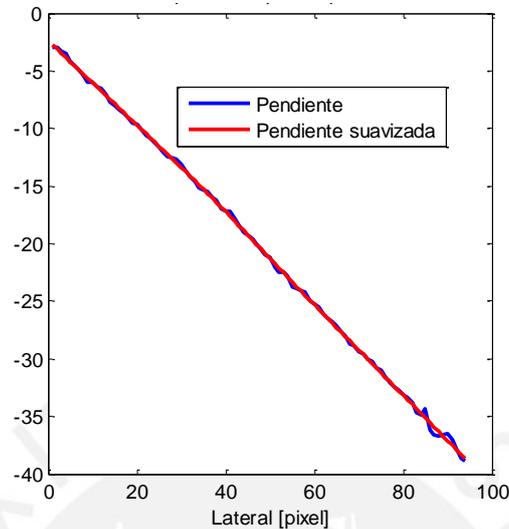


Figura 7 Representación de la Gradiente de Fase en una profundidad analizada

Finalmente, se busca obtener un mapa de velocidades de corte para cada posición de análisis en el tejido. Estas velocidades de corte son halladas mediante la ecuación (5).

$$c(x, y) = \frac{4\pi d(f_v + f_{offset})}{G(x, y)} \quad (5)$$

En donde  $f_v$  representa la frecuencia de vibración del tejido,  $f_{offset}$  representa el desfase entre ambos vibradores,  $d$  representa el ancho de la zona analizada,  $G$  representa la derivada espacial de la fase y  $c$  representa la velocidad de onda de corte para cada punto. El resultado de este procesamiento se presenta en la Figura 8, en donde se puede apreciar el mapa de las velocidades de onda de corte, apreciando claramente la zona en donde el maniquí tiene una inclusión con mayor rigidez.

### 2.3 Elaboración del Maniquí de Experimentación

El presente experimento de caracterización del escáner ultrasónico para implementar sonoelastografía, se realizará empleando un maniquí homogéneo elaborado en el Laboratorio de Imágenes Médicas.

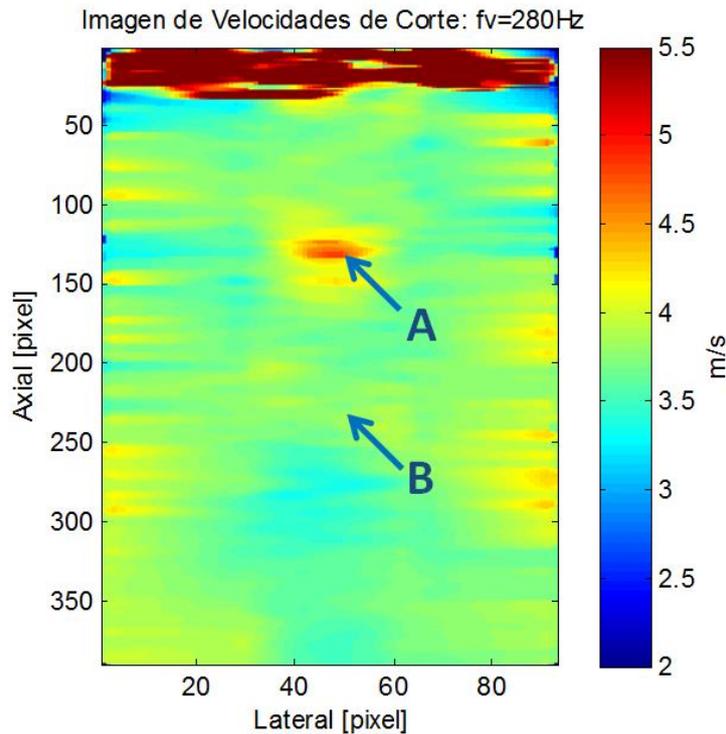


Figura 8 Mapa de Velocidades de Corte en Sonoelastografía Cuantitativa en un tejido homogéneo (B) con una inclusión (A). Se aprecia que la inclusión tiene una velocidad de corte promedio de  $5\text{ms}^{-1}$ , comparada con la zona homogénea de  $3.7\text{ms}^{-1}$  en promedio.

La preparación se basa en la siguiente fórmula desarrollada en el mismo laboratorio. La selección de ingredientes se basa en el desarrollo del maniquí realizado en [25].

$$J = \left(\frac{x}{1-x}\right)H; \quad NaCl = 0.009H; \quad C = 0.02H$$

En donde  $J$  representa la cantidad de gelatina comercial,  $C$  representa la cantidad de maicena,  $NaCl$  representa la cantidad de sal de mesa y  $H$  representa la cantidad de agua. Para esta experiencia se empleó un molde de  $14 \times 14 \times 8$  cm, lo que brinda capacidad para una cantidad de 1200ml de agua para el maniquí. En la Figura 9(b) se observa el maniquí homogéneo que se elaboró para los ensayos de caracterización.



Figura 9 De izquierda a derecha, (a) Molde empleado para la elaboración del maniquí. (b) Maniquí homogéneo de experimentación.

Asimismo, para implementar los ensayos de sonoelastografía se emplea un maniquí de elasticidad modelo 049, desarrollado por la compañía CIRS (Virginia, Estados Unidos). En la Figura 10, se muestra una fotografía del maniquí el cual es isoecoico, compuesto por Zerdine © (Patente Estadounidense 5196343) y posee una atenuación constante de 0.5 dB/cm-MH. En la Figura 11, se muestra el esquema del arreglo de las inclusiones en el maniquí, en conjunto con especificaciones del material y valores de elasticidad. Para los experimentos realizados, se analiza la inclusión Tipo IV y sus alrededores.



Figura 10 Fotografía del maniquí de elasticidad modelo 049 elaborado por la compañía CIRS.

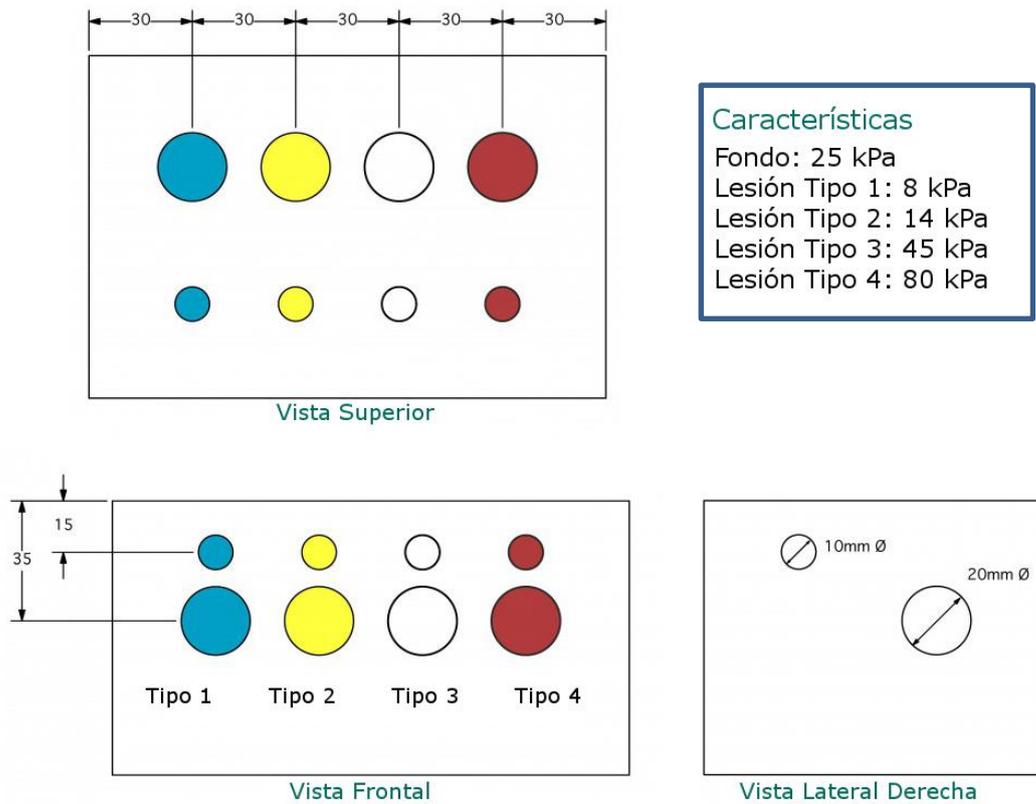


Figura 11 Esquema del maniquí de elasticidad modelo 049, indicando los cuatro pares de inclusiones esféricas y sus dimensiones en las vistas superior, frontal y lateral derecha. Cada par tiene un valor de elasticidad especificado por el fabricante.

Adaptado de [26]

## Capítulo 3: Metodología para caracterizar el sistema sonoelastográfico

### 3.1 Generalidades

En el presente capítulo, se desarrolla la explicación de la metodología para realizar la caracterización del ecógrafo. Se detalla el procedimiento realizado para modelar las simulaciones e implementar los experimentos. Asimismo, se lista los materiales requeridos para desarrollar los ensayos.

### 3.2 Metodología

En el presente estudio se simula una prueba de caracterización sonoelastográfica empleando una fuente de vibración, la cual hará vibrar sinusoidalmente al transductor mientras está en contacto indirecto con el maniquí. Esta fuente de vibración consiste en un generador de ondas conectado a un amplificador que permite variar con facilidad la amplitud de vibración formada.

Un ensayo de sonoelastografía busca generar vibraciones en el tejido para registrarlas mediante el transductor. En este ensayo de caracterización se busca minimizar errores causados por imperfecciones en la elaboración del maniquí, el cual puede ser generado por zonas de mayor concentración de ingredientes. Por tal motivo, mediante este arreglo se busca generar vibraciones homogéneas en el transductor y no en el maniquí, de forma que se visualice una uniformidad en las señales de sonoelastografía generadas, la cual simula un ensayo ideal en donde el tejido se desplaza de forma homogénea. Asimismo, mediante este arreglo, se buscan obtener patrones de lectura uniforme de vibración, evitando la generación de atenuación, la cual se genera al conectar el vibrador en un lado del maniquí. Por tal motivo, los resultados esperados son señales de sonoelastografía constantes en el tiempo.

Este ensayo tiene como fin encontrar una correlación entre los valores de intensidad hallados mediante sonoelastografía con los valores de amplitud de vibración del transductor, analizando la variación de las señales en función a los parámetros de *PRF* y tamaño de *Ensemble*. Estos resultados permitirán obtener imágenes sonoelastográficas constantes que deberán mostrar una reducida variación en el tiempo. Asimismo, se buscará comparar estos resultados de forma que se pueda visualizar la diferencia entre una combinación que produzca artefactos con otra que los reduzca.

En el experimento, el maniquí se encontrará sumergido en un recipiente de agua des-ionizada. Esta configuración se realiza para reducir posibles generaciones de impedancia acústica. El transductor tendrá contacto directo con el agua, generando un contacto indirecto con el maniquí, como se puede observar en la Figura 12. Asimismo, el transductor se mueve lateralmente por medio del vibrador y el acelerómetro captura la amplitud de vibración del mismo. La configuración del experimento se visualiza en la Figura 13.

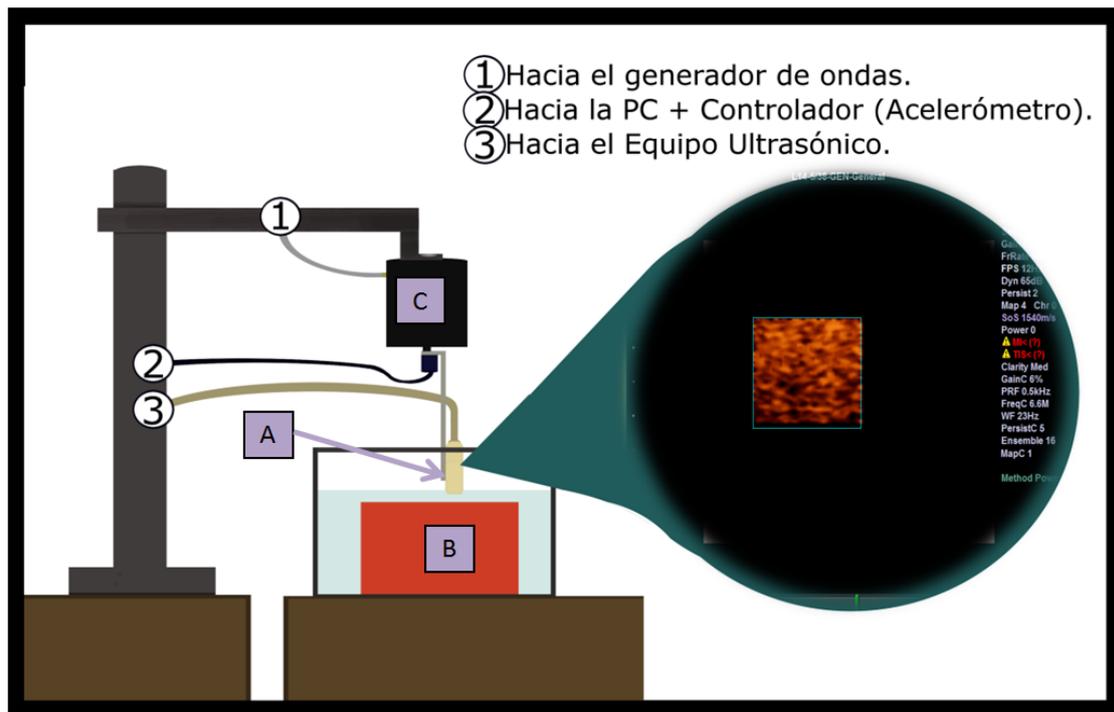


Figura 12 Esquema de Experimentación. (A) El transductor registra las señales de radiofrecuencia estando conectado al sistema ultrasónico. (B) El maniquí homogéneo realizado en el laboratorio se encuentra en contacto indirecto con el transductor. (C) El vibrador, el cual es controlado por un amplificador conectado a un generador de ondas sinusoidales, produce un movimiento constante en el transductor mediante una barra adherida al mismo. Esta vibración se registra en un acelerómetro conectado a una computadora, que permite verificar la amplitud generada.



Figura 13 Fotografía de un ensayo experimental, en donde se observa al transductor conectado al vibrador y registrando las señales de radiofrecuencia estando conectado al sistema ultrasónico

Se espera obtener resultados que demuestren la dependencia de la amplitud de vibración ante la variación de parámetros *PRF* y tamaño de *Ensemble* en el equipo. Asimismo, se presentará una configuración del sistema para cada análisis de sonoelastografía, con el fin de reducir la variabilidad de la señal obtenida. Esta disposición del equipo servirá para estudios posteriores y el diseño de un software que permita desarrollar la automatización de los análisis sonoelastográficos, para ensayos de característica cualitativa y cuantitativa.

El acelerómetro obtendrá los valores de la amplitud de aceleración, por lo que al hallar la segunda integral de la ecuación (6), se obtiene el desplazamiento  $x(t)$  en la ecuación (7).

$$a(t) = Aw^2 \cos(wt) \quad (6)$$

$$x(t) = A \cos(wt) \quad (7)$$

Por lo tanto, la relación entre la amplitud de aceleración y desplazamiento es la frecuencia de vibración al cuadrado, presentada en la ecuación (8)

$$\frac{A_{x(t)}}{A_{a(t)}} = \frac{1}{w^2} = \frac{1}{4\pi^2 f^2} \quad (8)$$

Se realizarán mediciones con frecuencias de vibración entre 100 y 300 Hz, empleando una configuración de *PRF* entre 300 y 2000 Hz, tamaño de *Ensemble* entre 6 y 16, las cuales representan el rango admitido en el escáner ultrasónico.

### 3.4 Simulaciones

Se simuló el estudio de caracterización mediante el software Matlab para realizar comparaciones con los resultados experimentales. En este sentido, se simuló la vibración del transductor mediante una onda sinusoidal con amplitud variable dependiendo del valor seleccionado dentro del rango de 1 a 15  $\mu\text{m}$  y con frecuencia central del transductor de 10MHz, igual a la que brinda el ecógrafo ultrasónico para una duración de 1 segundo.

En función a esta onda sinusoidal, se realiza un enventanado de tipo Hanning, para truncar la señal deseada, como se puede apreciar en la Figura 14. Se escoge este tipo de enventanado debido a que se busca generar una señal continua que busque simular el modo de adquisición del transductor en el ecógrafo utilizado para este experimento, a diferencia de enventanado rectangular, que elimina efectos deseados de atenuación, y enventanado cosenoidal, que presenta un menor rendimiento en la estimación de ancho de banda debido a la ampliación de ventana [27]. En el eje X se representa el tiempo de la señal y en el eje Y, la amplitud normalizada respecto a la señal sinusoidal original.

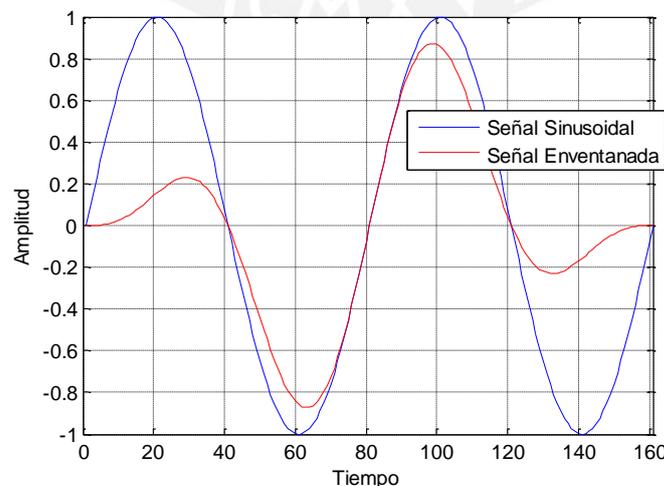


Figura 14 Señal Sinusoidal generada en función a la frecuencia central del transductor (azul) y señal con enventanado Hanning (rojo).

Posteriormente, la función se concatena con una matriz de ceros a la izquierda y a la derecha para simular la señal del transductor, como se aprecia en la Figura 15. A parte de la definición de esta señal, se genera una función que representa la vibración del transductor en base a la frecuencia de muestreo del equipo ultrasónico, relacionando las variables de amplitud y frecuencia de vibración, duración de la muestra y velocidad del sonido en el medio, asumida como  $1540 \text{ ms}^{-1}$ , al igual que en el equipo.

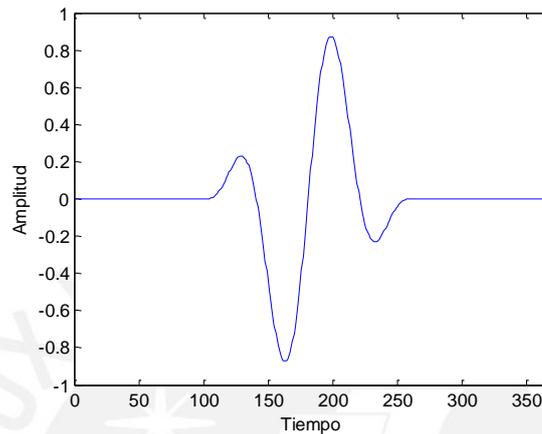


Figura 15 Simulación de un pulso eco del transductor. Los valores de amplitud se encuentran normalizados en función a la señal sinusoidal original.

Al combinar ambas señales mediante el desplazamiento de la señal RF según la amplitud de la onda de vibración en cada instante de tiempo determinado, se genera la Figura 16, que representa la señal de radiofrecuencia recibida en el escáner, dada una vibración homogénea. En el eje horizontal se representa el tiempo dado por un tamaño de *Ensemble* 8 y en el eje vertical se representa la profundidad de la señal.

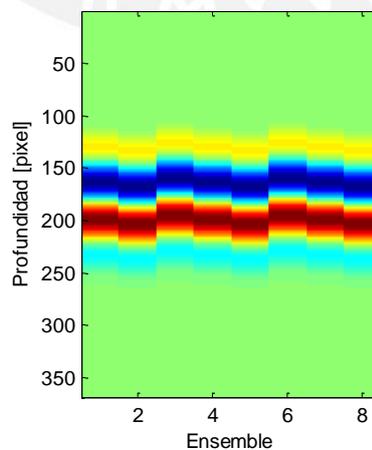


Figura 16 Señal RF simulada a lo largo del tiempo en función a la vibración del transductor. En el eje vertical se representa el tiempo dado por el tamaño de *Ensemble* y en el eje vertical se indica la profundidad de la señal, en píxeles.

Estas señales RF representan los valores de entrada al algoritmo de generación de señales sonoelastográficas, esquematizado mediante la Figura 3. Este proceso primero analiza la señal RF obtenida en fase y cuadratura, luego esta señal es filtrada, decimada y procesada mediante el estimador de varianza de Kasai.

### 3.3 Experimentos

Los ensayos experimentales se llevaron a cabo en el Laboratorio de Imágenes Médicas, en donde se encuentra localizado el ecógrafo de investigación. Asimismo, se requirió de dispositivos y materiales adicionales para desarrollar experimentos de caracterización de sonoelastografía. Los materiales empleados son listados a continuación.

#### Materiales empleados para los ensayos experimentales

- Computadora Personal (ASUS Intel Core i5 @2.3GHz, 8GB RAM, NVIDIA GeForce 840M)
- Acelerómetro de precisión 352B (PCB Piezotronics, Nueva York, USA) + software LabView Signal Express for 352B PCB
- Software MATLAB (Versión R2013a 8.1.0.604)
- Ecógrafo SonixTouch (Analogic Ultrasound, British Columbia, Canadá)
- Generador de ondas 4040B (B&K Precision, California, USA)
- Vibrador Mini Shaker 4810 (Brüel & Kjaer, Naerum, Dinamarca)
- Amplificador A-X500 (TEAC America Inc., California, USA)
- Soporte Universal y Base de metal

Los pasos de realización del experimento se muestran en la Figura 17, en donde se realiza una iteración por cada amplitud de vibración, para cada parámetro *PRF*, tamaño de *Ensemble* y a una determinada frecuencia de vibración. En este sentido, primero configura el equipo para la experiencia y se inicializa el escáner en modo Doppler, luego se define una frecuencia de vibración en el generador de ondas, a continuación se define el valor inicial de tamaño de *Ensemble* y el parámetro *PRF*. En base a estos valores se registra las señales RF del transductor para vibraciones del transductor de 1 a 15 micrómetros. Se repite esta experiencia variando primero la *PRF*, luego el tamaño de *Ensemble* y la frecuencia de vibración. Este análisis se realizó mediante simulaciones y experimentos.

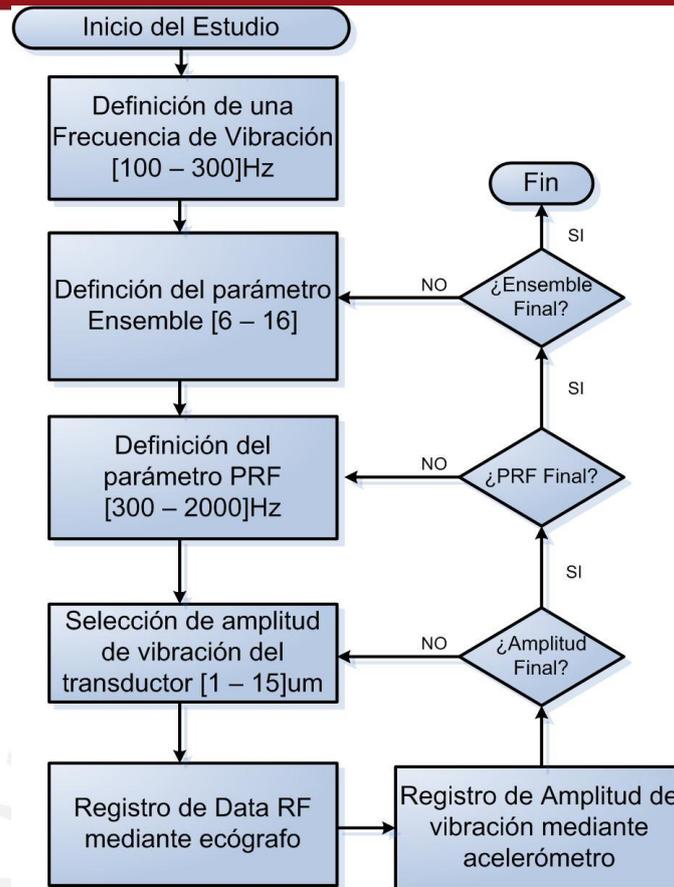


Figura 17 Diagrama de Flujo de una Secuencia de Experimentación. Se busca repetir la secuencia de obtención de datos RF y amplitud de vibración para valores de 1 a 15  $\mu\text{m}$  de amplitud de vibración, para *PRF* entre 300 Hz y 2000 Hz, para valores de tamaño de *Ensemble* de 6 a 16, para frecuencias de vibración de 100 Hz a 300 Hz.

## Capítulo 4: Análisis de Resultados

### 4.1 Análisis de Simulaciones

Para verificar la validez del procedimiento desarrollado, se realizó una comprobación respecto a las simulaciones realizadas por Castañeda et. al. [22], modelando las señales con los mismos parámetros, mencionados por el autor, tales como frecuencia de vibración, tamaño de *Ensemble* y frecuencia central del transductor.

En la Figura 18, se observan 2 gráficas que modelan 6 señales en base a la variación de parámetros *PRF* y Wall Filter. Estas señales varían en el eje X respecto a la amplitud de vibración en micrómetros y en el eje Y respecto a la varianza de la imagen sonoelastográfica. Esta varianza es la media de los valores de sonoelastografía en un rango determinado de profundidad de donde se obtiene el pulso-eco del transductor. En esta simulación, los valores de Wall Filter son determinados por la siguiente relación propuesta en [18]. Estos valores de Wall Filter son escogidos de acuerdo a la Transformada Inversa de Fourier de filtros de tipo pasa alto con frecuencias de corte generadas de acuerdo a las siguientes combinaciones:

- WF0: Filtro Pasa Todo – [1 0]
- WF1: Filtro Pasa Bajo – [0.5 0.5]
- WF2: Filtro Pasa Alto – [0.65 -0.35]
- WF3: Filtro Pasa Alto – [0.55 -0.45]
- WF4: Filtro Pasa Alto – [0.54 -0.46]
- WF5: Filtro Pasa Alto – [0.525 -0.475]

Se observa que el comportamiento independiente de cada señal se cumple en ambas simulaciones, a pesar de que en la gráfica (a) se ha realizado un proceso de normalización diferente al de la gráfica (b), desarrollado de forma independiente para cada señal.

También se realiza una comparación de valores de WF con las simulaciones presentadas en [18], para valores de frecuencia de vibración de 200 Hz, *Ensemble* 16 y *PRF* 740 Hz. Los resultados se obtienen en la Figura 19.

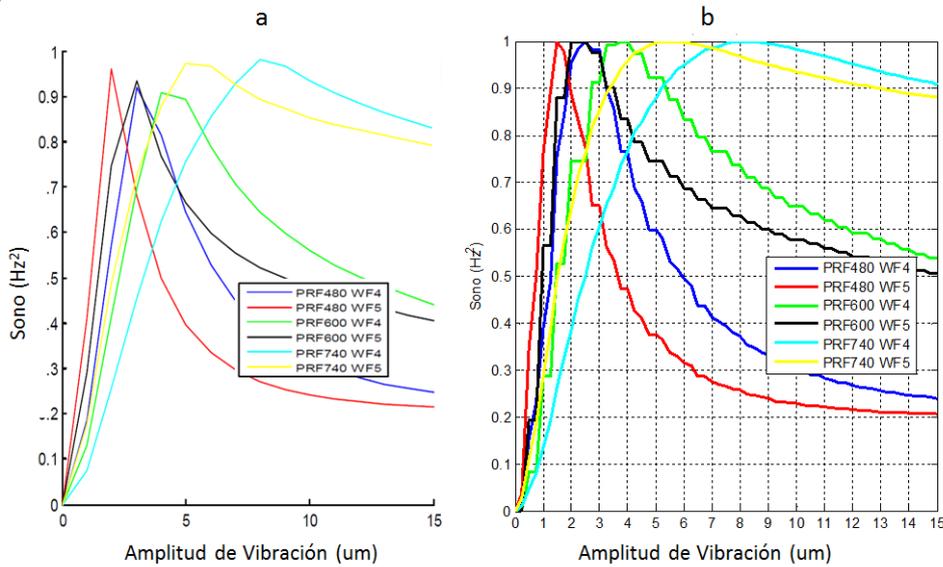


Figura 18 (a) Tomado de [22] Simulación de la varianza sonoelastográfica ante variaciones de Wall Filter y PRF. (b) Verificación de la simulación realizada en (a) normalizada. Se verifica la correlación de las señales modeladas.

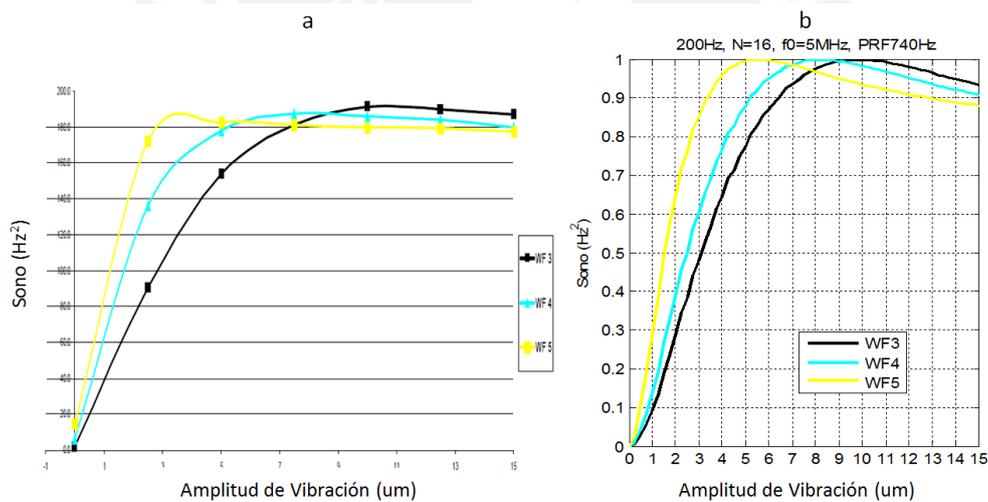


Figura 19 Simulación de la varianza sonoelastográfica ante variaciones del parámetro Wall Filter, para valores de amplitud de vibración de hasta 15um. Dada una frecuencia de vibración de 200Hz, Ensemble 16, frecuencia central del transductor de 6MHz y PRF 740 Hz. (a) Tomado de [22] Simulación de la varianza sonoelastográfica ante variaciones de Wall Filter. (b) Verificación de la simulación realizada en (a) normalizada. Se verifica la correlación de las señales modeladas.

Asimismo, siguiendo la recomendación del estudio desarrollado en [22] y analizando el comportamiento de las señales, se escoge el Wall Filter 5, de carácter pasa alto, para realizar los posteriores ensayos sonoelastografía. Este filtro presenta una mayor

atenuación de frecuencias bajas y permite medir amplitudes de vibración menores en comparación a los demás filtros. En función a este parámetro, se busca incrementar la sensibilidad de los ensayos para valores de amplitud de vibración, como se puede apreciar en la Figura 20. En esta gráfica se mantiene constante los parámetros de frecuencia de vibración (200Hz), tamaño de *Ensemble* (8), frecuencia central del transductor (10MHz) y *PRF* (600Hz), para analizar el comportamiento de la media de la señal sonoelastográfica para amplitudes de vibración de hasta 100 micrómetros, ante diferentes valores de Wall Filter.

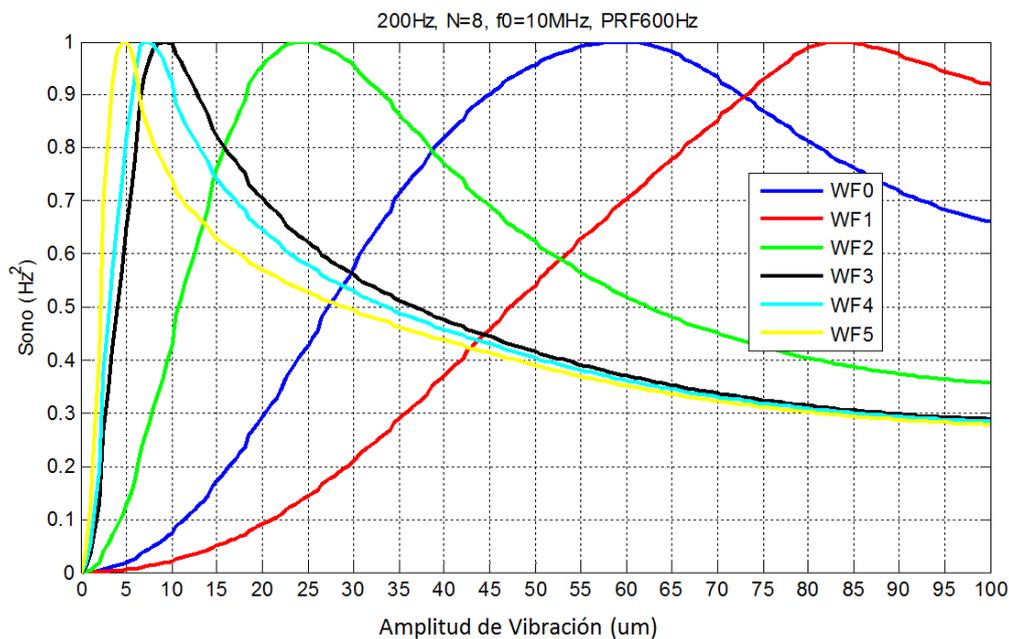


Figura 20 Simulación de la varianza sonoelastográfica ante variaciones del parámetro Wall Filter, para valores de amplitud de vibración de hasta 100  $\mu\text{m}$ . Dada una frecuencia de vibración de 200Hz, tamaño de *Ensemble* 8, frecuencia central del transductor de 10MHz y *PRF* 600 Hz.

#### 4.2 Relación entre *PRF* y tamaño de *Ensemble*

Dada la dependencia del algoritmo de estimación de varianza a la fase inicial muestreada por el transductor, se analizó el comportamiento de la señal de sonoelastografía obtenida en función a la variación de la fase inicial procesada.

En la Figura 21, se muestra la simulación de 5 señales sonoelastográficas, las cuales se han realizado bajo una frecuencia y amplitud de vibración de 100 Hz y 15  $\mu\text{m}$  respectivamente, un tamaño de *Ensemble* 8 y una frecuencia central del transductor de 10 MHz. Para un punto analizado, en este caso el de coordenadas [45 25], las cuales representan que el valor de 45 (píxeles) es en profundidad y el valor de 25

(píxeles) es en distancia lateral. Se ha obtenido el valor de sonoelastografía (eje axial) para variaciones de la fase inicial (eje lateral) en diferentes casos de *PRF* (300 Hz, 400 Hz, 500 Hz, 600 Hz, 700 Hz). Se puede apreciar una relación entre las fluctuaciones de la varianza de sonoelastografía con la combinación entre tamaños de *Ensemble* y *PRF*. Las cuales representan la generación de artefactos en las imágenes sono en el tiempo. En el caso de la Figura 21, para un tamaño de *Ensemble* 8, en los casos de *PRF* 300 Hz y 600 Hz, se aprecia una varianza de sonoelastografía minimizada.

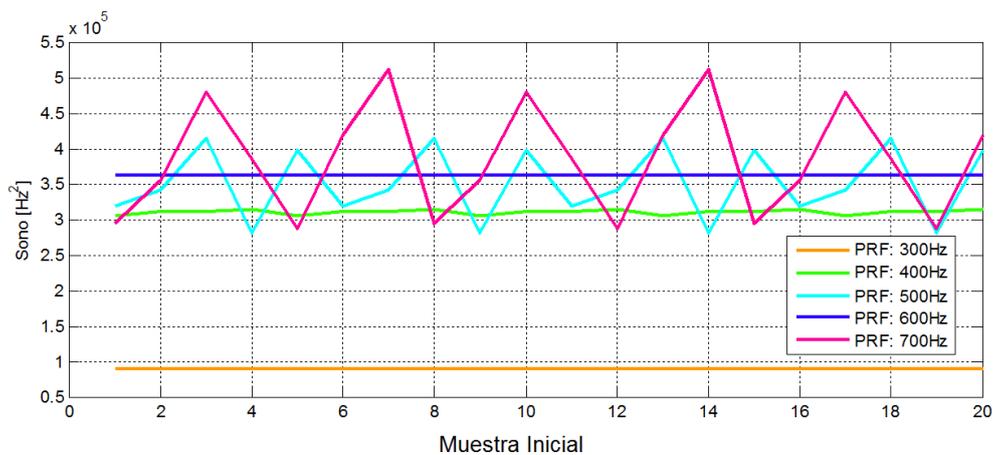


Figura 21 Simulación de la varianza sonoelastográfica ante variaciones de la fase inicial, en el punto [45 25] para valores de *PRF*: 300, 400, 500, 600, 700 Hz. Parámetros establecidos: frecuencia de vibración de 100 Hz, Amplitud de vibración de 15  $\mu\text{m}$ , tamaño de *Ensemble* 8, frecuencia central del transductor 10 MHz, frecuencia de muestreo 800 MHz, duración de simulación 1 segundo.

Para analizar la dependencia de este comportamiento respecto a la amplitud de vibración, se realiza la misma simulación duplicando este parámetro. Las señales obtenidas se muestran en la

Figura 22. En función a este resultado se aprecia que la característica constante de la señales con *PRF* 300 Hz y 600 Hz se mantiene.

Asimismo, se varió el valor de tamaño de *Ensemble* de prueba para validar la diferencia de *PRF* a la cual se genera el comportamiento constante de la señal sonoelastográfica. En la Figura 23, se aprecia la simulación realizada con un tamaño de *Ensemble* 16 y se visualiza que para este caso, el comportamiento invariable a fase inicial ocurre con *PRF* 700 Hz.



Figura 22 Simulación de la varianza sonoelastográfica ante variaciones de la fase inicial, en el punto [45 25] para valores de *PRF*: 300, 400, 500, 600, 700 Hz, con variación a amplitud de vibración 30  $\mu\text{m}$ .

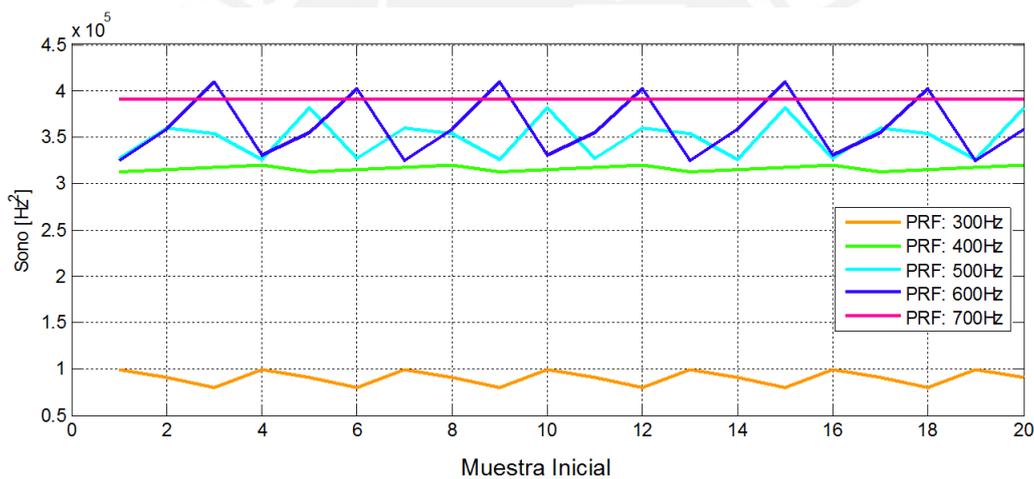


Figura 23 Simulación de la varianza sonoelastográfica ante variaciones de la fase inicial, en el punto [45 25] para valores de *PRF*: 300, 400, 500, 600, 700 Hz, con variación a un tamaño de *Ensemble* 16.

De acuerdo a esta relación se puede inferir que para valores múltiples a esta frecuencia el comportamiento debe ser similar, ya que el número de cuadros promedio relacionado con la periodicidad de la señal de frecuencia es multiplicada por un factor constante para los diferentes *PRF*. Esta demostración se muestra en la Figura 24, en donde se comprueba que para un valor de *PRF* 350 Hz con un tamaño de *Ensemble* 16, la señal de sonoelastografía se mantiene constante y varía en ganancia, en efecto se reduce a la mitad de su valor, como es esperado.

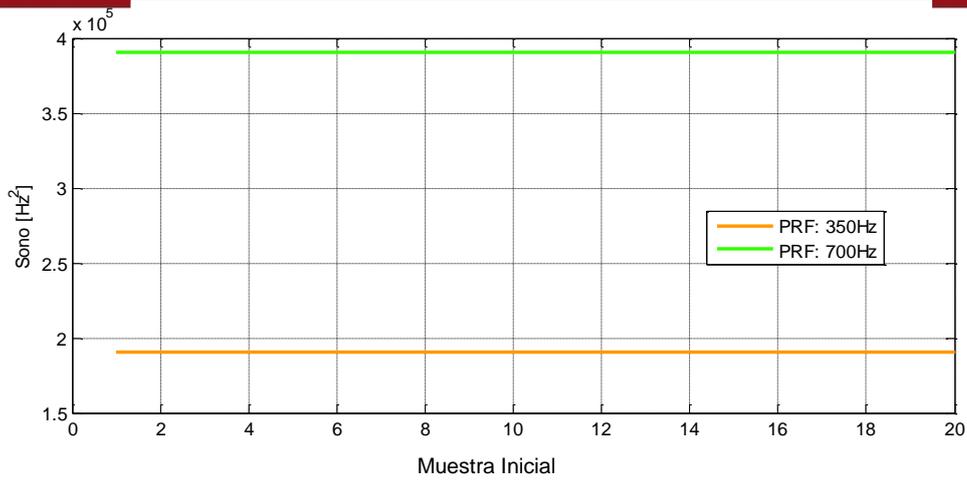


Figura 24 Simulación de la varianza sonoelastográfica ante variaciones de la fase inicial, en el punto [45 25] para valores de *PRF*: 350 y 700 Hz, a un tamaño de *Ensemble* 16.

Esta relación de periodicidad pone en evidencia la dependencia del estimador de Kasai a variaciones del tamaño de *Ensemble* cuando es finito y de un rango limitado. En función a esta relación, se realizaron posteriores simulaciones variando el ángulo de fase, manteniendo constante la muestra inicial. La Figura 25 muestra los resultados.

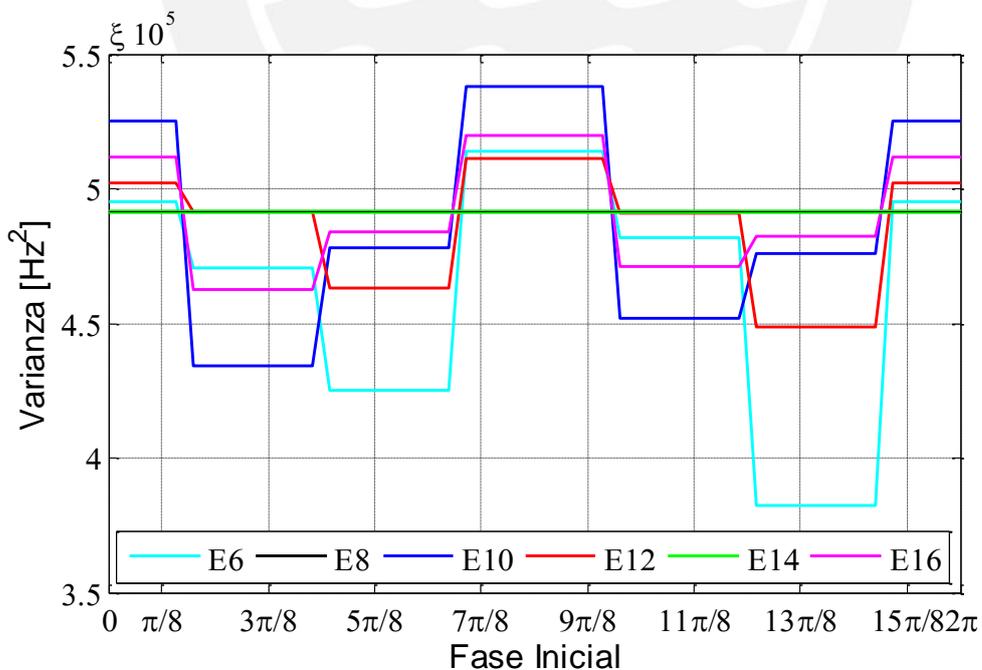


Figura 25 © 2015 IEEE. Simulación de la varianza sonoelastográfica ante variaciones de fase inicial, en el punto [45 25] para valores de tamaño de *Ensemble* 6, 8, 10, 12, 14, 16. Para una frecuencia de vibración de 100 Hz y *PRF* de 600 Hz.

Se puede observar que para el caso de una frecuencia de vibración de 100 Hz y  $PRF$  de 600 Hz, los valores de tamaño de *Ensemble* 8 y 12 son los que presentan una periodicidad a lo largo de las variaciones de fase inicial. Asimismo, para validar que la variación se minimiza para los valores de  $PRF$  múltiplos a la frecuencia de vibración, se realiza una simulación en donde varía el valor de  $PRF$  para una frecuencia de vibración de 100 Hz y un tamaño de *Ensemble* de 16. Los resultados se presentan en la Figura 26.

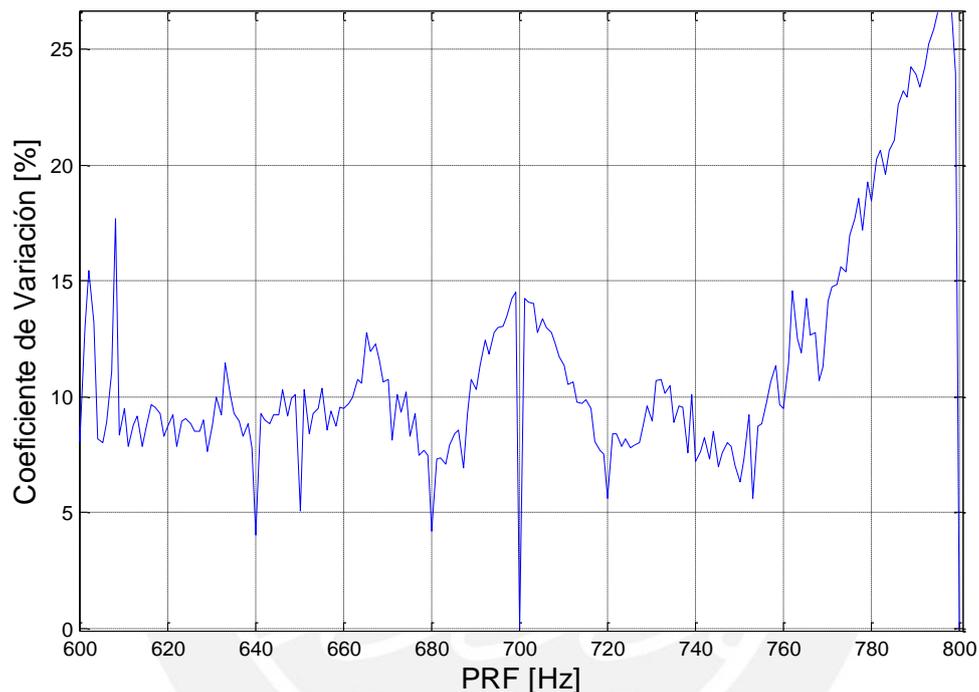


Figura 26 © 2015 IEEE. Simulación de la varianza sonoelastográfica ante variaciones de fase inicial, en el punto [45 25] para valores de tamaño de Ensemble 6, 8, 10, 12, 14, 16. Para una frecuencia de vibración de 100 Hz y  $PRF$  de 600 Hz.

Se observa que los valores de  $PRF$  los cuales son múltiplos de la frecuencia de vibración presentan el menor coeficiente de variación. En base a estas simulaciones se puede establecer un valor de tamaño de *Ensemble* en el equipo ultrasónico en función a un  $PRF$ . Este  $PRF$  deberá ser mayor que el doble de la frecuencia de vibración para cumplir con el criterio de Nyquist. Dada la relación de cuadros promedio para la generación de la señal Doppler y estimación de varianza, la combinación de tamaño de *Ensemble* (6 – 16) y  $PRF$  se muestra en la Figura 27, representando una relación lineal entre ambos parámetros, teniendo en cuenta que el factor K propuesto representa la división de  $PRF$  y frecuencia de vibración. Tomando en consideración

que dos puntos por ciclo son perdidos, ya que la data RF se procesa por un *Wall Filter* de Kernel = 2 y por el algoritmo de autocorrelación de Kasai.

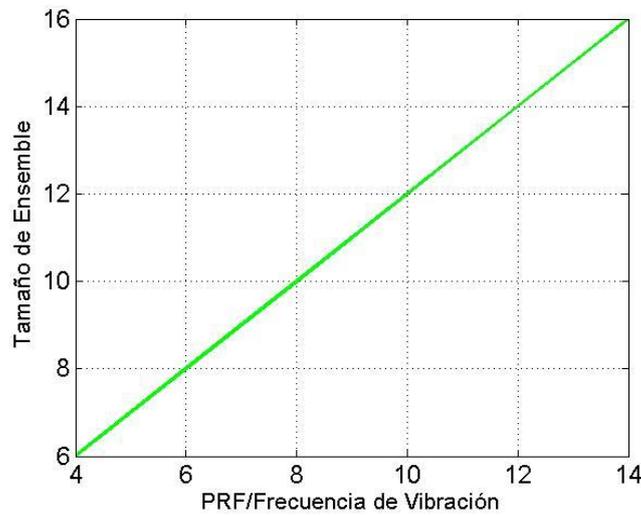


Figura 27 Relación de *PRF* y tamaño de *Ensemble* (6 – 16) dependiendo de la frecuencia de vibración del transductor para una simulación de sonoelastografía.

Esta relación propuesta se cumple para las diferentes simulaciones desarrolladas. Por ejemplo, en el caso de un sistema sonoelastográfico con una frecuencia de vibración de 100 Hz y amplitud de 15  $\mu\text{m}$ , en función a la Figura 27 se escoge la combinación de tamaño de *Ensemble* 14 y *PRF* 600 Hz. La cual cumple con minimizar la varianza sonoelastográfica ante variaciones del ángulo inicial (Figura 26) y cumple con mantener una varianza constante de sonoelastografía ante variaciones de la fase inicial (Figura 25). Esta relación entre los parámetros del ecógrafo se verifica con experimentos de sonoelastografía para un maniquí homogéneo con la configuración establecida.

### 4.3 Verificación en Experimentos

La reducción de artefactos axiales, los cuales representan variaciones de la imagen de sonoelastografía en el tiempo, es analizada a continuación para experimentos en comparación con simulaciones.

En la Figura 28, se observa la comparación entre una simulación y un experimento de una prueba de caracterización de sonoelastografía, en donde se escoge un par de

*PRF* y tamaño de *Ensemble* para los cuales se generan artefactos axiales en el tiempo. En las imágenes se observa el comportamiento de una línea de profundidad vertical en el tiempo (cuadros). Se puede apreciar que para ambas Fig. 28a y Fig. 28b, este comportamiento se relaciona, en ambas imágenes se observan los artefactos de variación de la señal sonoelastográfica.

Alternativamente en la Figura 29, se simula y se realiza un ensayo de sonoelastografía en donde se escoge una combinación de tamaño de *Ensemble* y *PRF* para reducir los artefactos axiales. Se observa la correlación entre ambas imágenes, tal como se espera, se observa una reducción de variación de la señal en el tiempo para ambos simulaciones y experimentos. Cabe recalcar que la presencia de artefactos horizontales en las simulaciones se genera debido a la dispersión de puntos los cuales, en determinados casos, presentan una mayor correlación. Por tanto, varía el resultado de varianza sonoelastográfica.

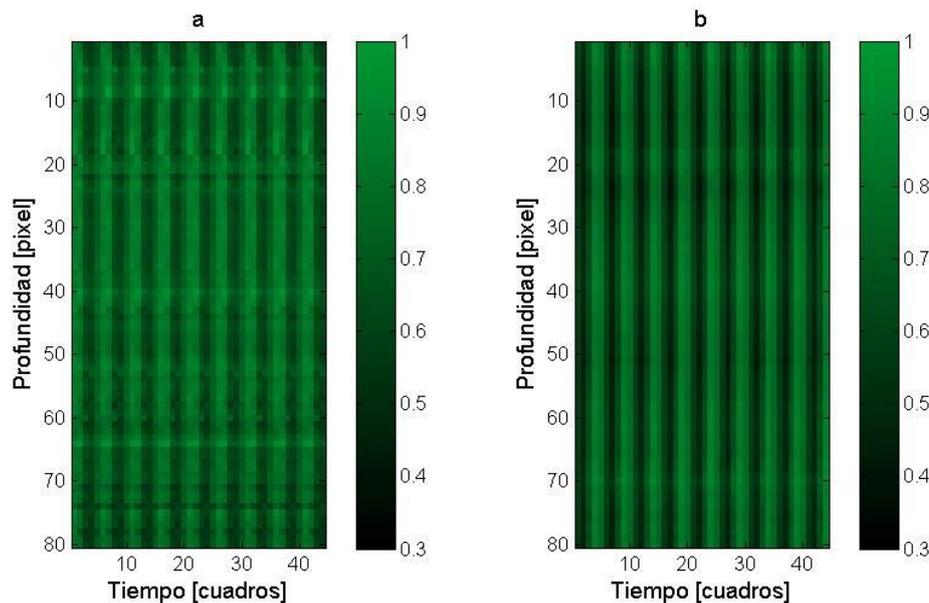


Figura 28 (a) Simulación y (b) Experimento de caracterización sonoelastográfica, representación del comportamiento de la línea 10 (en distancia axial) en el tiempo (cuadros). Para ambas experiencias se emplearon los siguientes parámetros: Frecuencia de Vibración 100 Hz, Amplitud de vibración 15  $\mu\text{m}$ , *PRF* 500 Hz, tamaño de *Ensemble* 16, Frecuencia central del transductor 10 MHz.

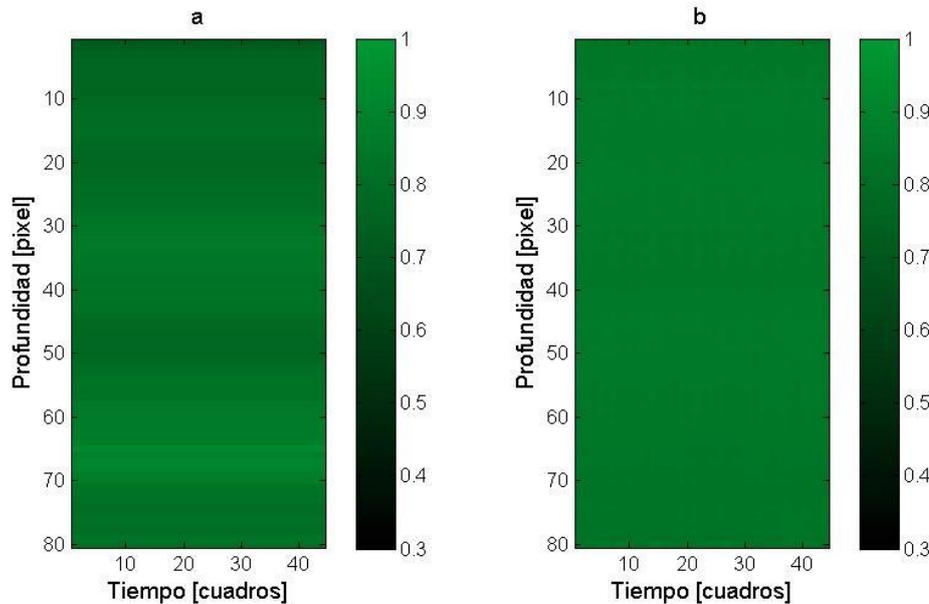


Figura 29 (a) Simulación y (b) Experimento de caracterización sonoelastográfica, representación del comportamiento de la línea 10 (en distancia axial) en el tiempo (cuadros). Parámetros: Frecuencia de Vibración 100 Hz, Amplitud de vibración 15  $\mu\text{m}$ ,  $PRF$  500 Hz, tamaño de *Ensemble* 12, Frecuencia central de 10 MHz.

Luego de analizar la relación entre  $PRF$  y tamaño de *Ensemble* de forma experimental, se busca hallar un rango de amplitudes de vibración, de forma que se reduzca ruido y *aliasing*. En la Figura 30, se muestra el coeficiente de variabilidad de los ensayos de caracterización sonoelastográfica experimental, el cual relaciona los parámetros de media y varianza en función a la ecuación (9). En donde  $\sigma$  es la desviación estándar y  $\mu$  la media obtenida. En la gráfica se puede apreciar que para amplitudes de vibración menores a 3 micrómetros, la variabilidad incrementa con una pendiente mayor relativa a cada señal. Este comportamiento indica la dificultad de realizar ensayos de sonoelastografía cualitativa o cuantitativa para amplitudes de vibración en este rango.

$$Cv = \frac{\sigma}{\mu} \quad (9)$$

Para el caso de  $PRF$  300 Hz, se puede observar que presenta la menor variación para amplitudes bajas, no obstante, a partir de una amplitud de vibración de 8.5 micrómetros, el coeficiente de variabilidad empieza a aumentar. Para el caso de  $PRF$  600 Hz, se puede observar que presenta una mayor variación para amplitudes bajas, pero para amplitudes altas, la variación no incrementa.

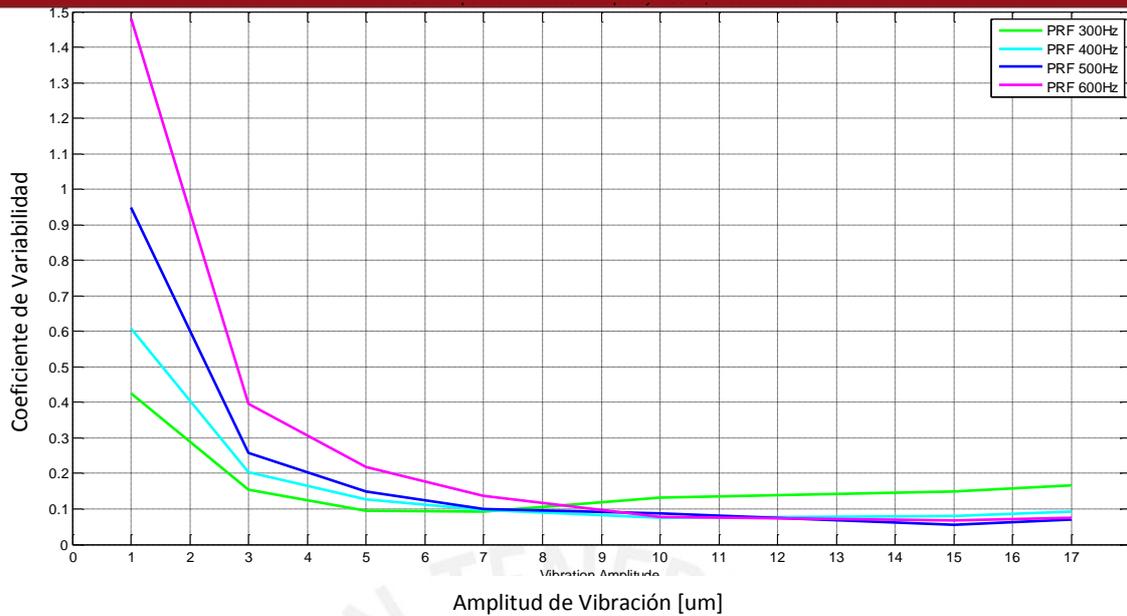


Figura 30 Coeficiente de variabilidad para un experimento de caracterización sonoelastográfica, variando el parámetro de *PRF*. Realizado con una frecuencia de vibración de 100 Hz y frecuencia central del transductor de 10 MHz.

Esto ratifica lo hallado previamente en simulaciones, los valores de *PRF* más cercanos a Nyquist contribuyen con brindar mayor sensibilidad ante amplitudes de vibración baja, pero brindan un menor rango de medición. A diferencia de valores de *PRF* mayores, los cuales no brindan sensibilidad ante vibraciones menores, pero posibilitan realizar mediciones de vibración en un mayor rango. Estos valores de *PRF* mayores son seleccionados sin que se genere traslape de ecos consecutivos de medición. Se realizaron pruebas adicionales con valores diferentes de frecuencia de vibración y *PRF*, comprobando la relación presentada con el tamaño de *Ensemble*. Los resultados se muestran en la Tabla 3.

Tabla 3. Resultados de Variabilidad con maniquí homogéneo.

Equipo	Frecuencia de Vibración	PRF	Tamaño de Ensemble	Coeficiente de Variación
Ultrasonix Sonixtouch	200	600	8	5.9372
			10	31.8290
			12	28.0825
			14	4.8276
	300	1000	16	30.7911
			8	27.6528
			10	30.6849
			12	5.1023
			14	35.4927
			16	29.5412

#### 4.4 Aplicación en Sonoelastografía Cuantitativa

La configuración de los parámetros del escáner ultrasónico desarrollada previamente fue implementada para realizar ensayos de sonoelastografía cuantitativa con un maniquí de elasticidad (049, CIRS). En la Figura 31 y Figura 32 se muestran dos ensayos de sonoelastografía cuantitativa con diferentes combinaciones de parámetros, previamente demostrados que generan resultados sin artefactos axiales (Figura 28) y con artefactos (Figura 29).

Los experimentos se realizaron para diferentes valores de frecuencia de vibración y *PRF*, obteniendo resultados en donde se puede apreciar una disminución de artefactos axiales al realizar la correcta calibración de los parámetros del ecógrafo. Sabiendo que la frecuencia de vibración es de 100 Hz y la amplitud de vibración es de 15 micrómetros, se elige el valor de *PRF* 500 Hz en función a la Figura 28. Teniendo este valor de *PRF* elegido, se elige el correcto valor del tamaño de *Ensemble*, el cual es 12 para este caso. Esta es la correcta configuración que reduce los artefactos axiales. A pesar de esta reducción, se visualizan perturbaciones, las cuales pueden ser producto del acople mecánico de los vibradores y producen *aliasing* en la generación del desfase de señales. Asimismo, otra fuente de error puede ser generada por las reflexiones en los bordes del maniquí para la frecuencia de 100 Hz y por el propio método de estimación de la velocidad de onda de corte, ya que la estimación de la fase derivada mediante la transformada de Fourier induce artefactos. En función a estos resultados cuantitativos se comprueba la minimización de los artefactos axiales.

Asimismo, de la Figura 31, se obtienen los valores de elasticidad del tejido en las zonas de fondo e inclusión y se comparan con los valores brindados por el fabricante. Los resultados se muestran en la Tabla 4.

Considerando que el maniquí es incompresible, isoecogénico y su densidad es constante a lo largo de todo el volumen, se puede obtener el de elasticidad en Pascales en función a la ecuación (10), en donde  $\rho$  representa la densidad considerada aproximadamente como 1g/mL y  $V$  representa la velocidad de corte representada en los mapas de las Figuras 31 y 32.

$$E = 3\rho V^2 \quad (10)$$

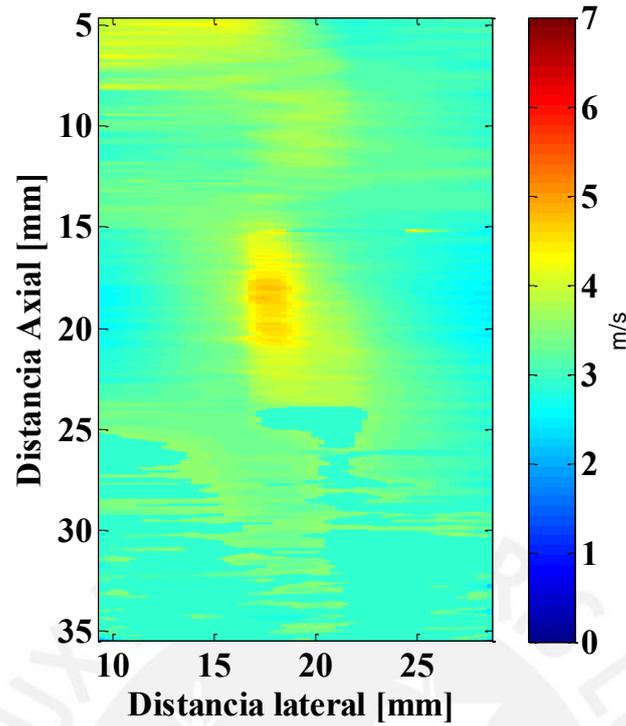


Figura 31 Mapa de velocidades de corte en un tejido homogéneo con inclusión, a una frecuencia de vibración de 100 Hz, tamaño de *Ensemble* 12 y *PRF* 500 Hz.

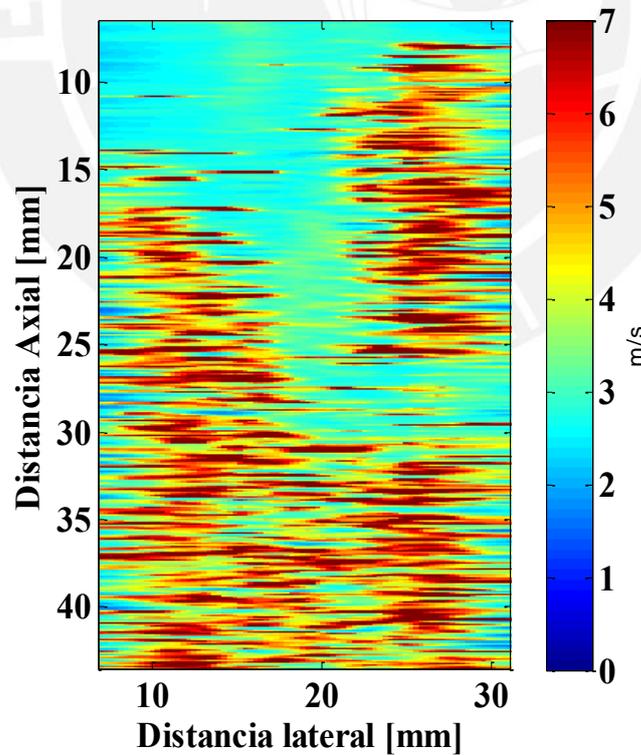


Figura 32 Mapa de velocidades de corte en un tejido homogéneo con inclusión, a una frecuencia de vibración de 100 Hz, tamaño de *Ensemble* 16 y *PRF* 500 Hz.

Tabla 4. Resultados de Elasticidad con el maniquí CIRS 049.

Zona	Valor de Elasticidad Obtenido (kPa)	Valor de Elasticidad brindado por fabricante (kPa)	Error
Fondo (sin considerar artefactos)	27	25 +/- 3	8 %
Fondo (considerando artefactos)	58	25 +/- 3	132%
Inclusión	72	80 +/- 8	10 %

Los valores de error se mantienen en un rango menor al 10% cuando no se consideran los artefactos en la imagen, lo cual recalca la importancia del desarrollo de una adecuada caracterización. Se necesitará mayor estudio de los artefactos en estas imágenes y en la configuración del equipo para su posterior implementación en el campo clínico.



## Conclusiones

1. Se logró caracterizar la relación entre parámetros *PRF* y tamaño del *Ensemble* en la obtención de imágenes de sonoelastografía. En función a la generación de las señales obtenidas por el algoritmo de Kasai, se ha podido hallar una correlación entre ambos parámetros.
2. La selección correcta del tamaño del parámetro *Ensemble* permite reducir artefactos. Esta elección se realiza de acuerdo a la periodicidad respecto al cambio de la fase inicial de la data RF para la generación de la data sonoelastográfica. A su vez, la relación dada para un rango de tamaños de *Ensemble* de 6 a 16 es lineal en función a un rango de *PRF* de 400 Hz a 1400 Hz.
3. Se ha determinado la correspondencia de los parámetros estudiados con la intensidad de imágenes sonoelastográficas, las cuales han sido comprobadas con resultados de simulación con experimentación. Para un rango de amplitudes de vibración pequeñas, se recomienda elegir una *PRF* cercana a la frecuencia que cumple el criterio de Nyquist y que evite *aliasing*. Recíprocamente, para amplitudes de vibración mayores, se recomienda elegir mayores *PRF*, sin generar traslape de ecos consecutivos de medición. Asimismo, si bien a una *PRF* baja brinda mayor sensibilidad, el rango de amplitudes de vibración medibles se reducirá. Además, a un valor mayor de *PRF*, el rango medible de amplitudes de vibración se incrementará.
4. Se ha logrado aplicar la configuración modelada en ensayos de sonoelastografía cuantitativa, logrando demostrar el impacto de una correcta calibración ante la disminución de artefactos en la imagen final de velocidad de corte en el tejido. Asimismo, se puede observar que con los valores correctos de los parámetros estudiados, se obtiene un error del 10% en comparación a los valores de elasticidad brindados por el fabricante del maniquí.

## Recomendaciones

1. En los ensayos de sonoelastografía cuantitativa, se presentan artefactos debido al acoplamiento de los vibradores, lo que genera que algunas zonas del tejido no presenten una vibración homogénea. Se recomienda desarrollar un ajuste mecánico que permita que ambos vibradores se acoplen directamente al tejido para minimizar estos artefactos.
2. Para la adquisición de datos se recomienda colocar el maniquí sobre una base anti vibratoria, ya que vibraciones externas del maniquí contribuyen con la generación de vibración no homogénea, lo cual genera artefactos en la señal sonoelastográfica.
3. Se recomienda profundizar en los algoritmos de detección de la velocidad de corte en el tejido, ya que el error actual es de 10%. Para realizar un correcto diagnóstico médico se deberá buscar minimizar este error y evaluar otras posibles fuentes de artefactos. Una investigación tentativa puede ser la aplicación de otros estimadores de velocidad tales como técnicas de demodulación AM-FM [28] [25].
4. Se recomienda realizar nuevas investigaciones en el desarrollo de sonoelastografía en maniqués viscoelásticos y poder analizar sus limitaciones con aberración. Así también, analizar la posibilidad de realizar este ensayo de forma ultrarápida, de forma que se pueda aplicar esta técnica en tiempo real y se pueda visualizar el mapa de velocidades de corte del tejido analizado mientras se realiza un ensayo ecográfico.
5. Si bien se ha logrado obtener una relación entre parámetros *PRF* y tamaño del *Ensemble* en función a las frecuencias de vibración, esta mejora en ciertas combinaciones se debe que el estimador de Kasai es dependiente a los parámetros usados en la adquisición de la data, específicamente en los casos cuando se emplean tamaños de *Ensemble* finitos y discretos. Se sugiere comprobar esta relación de manera teórica para demostrar esta propiedad del algoritmo de Kasai.

## Bibliografía

- [1] K. J. Parker, L. S. Taylor y S. Gracewski, «A unified view of imaging the elastic properties of tissue,» *Journal of the Acoustical Society of America*, nº 117, p. 2705–2712, 2005.
- [2] R. M. Lerner, K. J. Parker, J. Holen, R. Gramiak y R. C. Waag, «Sonoelasticity: Medical elasticity images derived from ultrasound signals in mechanically vibrated targets,» *Acoustic Imaging*, nº 16, pp. 317-327, 1988.
- [3] Z. Wu, L. S. Taylor, D. J. Rubens y K. J. Parker, «Sonoelastographic imaging of interference patterns for estimation of the shear velocity of homogeneous biomaterials,» *Physics in Medicine and Biology*, nº 49, pp. 911-922, 2004.
- [4] J. Ophir, I. Céspedes, H. Ponnekanti, Y. Yazdi y X. Li, «Elastography: A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues,» *Ultrasonic Imaging*, nº 13, p. 111–134, 1991.
- [5] R. Muthupillai, D. J. Lomas, P. J. Rossman, G. J. F., A. Manduca y R. L. Ehman, «Magnetic resonance elastography by direct visualization of propagating acoustic strain waves,» *Science*, nº 269, pp. 1854-1857, 1995.
- [6] A. P. Sarvazyan, O. V. Rudenko, S. D. Swanson, J. B. Fowlkes y S. Y. Emelianov, «Shear wave elasticity imaging: a new ultrasonic technology of medical diagnostics,» *Ultrasound in Medicine & Biology*, nº 24, p. 1419–1435, 1998.
- [7] J. Bercoff, M. Tanter y M. Fink, «Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping,» *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, nº 51, pp. 396 - 409, 2004.
- [8] K. Nightingale, M. Palmeri, R. Nightingale y G. Trahey, «Finite element analysis of radiation force induced tissue motion with experimental validation,» *J. Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 1319-1323, 1999.
- [9] S. McAleavey, E. Collins, J. Kelly, E. Elegbe y M. Menon, «Direct estimation of shear modulus using spatially modulated acoustic radiation,» *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, nº 31, p. 558–61, 2007.
- [10] J. M. Schmitt, «OCT elastography: imaging microscopic deformation and strain of tissue,» *Optics Express*, nº 6, pp. 199-211, 1998.
- [11] A. Manduca, V. Dutt, D. T. Borup, R. Muthupillai, J. F. Greenleaf y R. L. Ehman, «An inverse approach to the calculation of elasticity maps for magnetic resonance elastography,» *Proc. SPIE*, nº 3338, pp. 426-36, 1998.

- [12] G. Trahey, M. Palmeri, R. Bentley y K. Nightingale, «Acoustic Radiation Force Impulse Imaging of the Mechanical Properties of Arteries: In vivo and ex vivo results,» *Ultrasound in Medicine & Biology*, nº 30, pp. 1163-171, 2009.
- [13] M. Palmeri, K. Frinkley, L. Zhai, R. Bentley, K. Ludwig, M. Gottfried y N. K., «Acoustic radiation force impulse (ARFI) imaging of the gastrointestinal tract,» *IEEE Ultrasonics Symposium*, nº 1, p. 744-47, 2004.
- [14] B. J. Fahey, S. J. Hsu, P. D. Wolf, R. C. Nelson y G. E. Trahey, «Liver ablation guidance with acoustic radiation force impulse imaging: challenges and opportunities,» *Phys Med Biol*, nº 51, p. 3785-808, 2006.
- [15] S. J. Hsu, P. D. Wolf, B. J. Fahey, G. F. Pinton, D. M. Dumont y G. E. Trahey, «In vivo acoustic radiation force impulse imaging of cardiac ablations,» *IEEE Ultrasonics Symposium*, nº 2, p. 1117-121, 2005.
- [16] K. J. Parker y R. M. Lerner, «Sonoelasticity of organs: shear waves ring a bell,» *J. Ultrasound Med*, nº 11, p. 387-92, 1992.
- [17] L. Gheorghe, S. Iacob y C. Gheorghe, «Real-time sonoelastography - a new application in the field of liver disease,» *J. Gastrointest Liver Dis.*, nº 17, pp. 469-74, 2008.
- [18] M. Zhang, B. Castañeda, J. Christensen, W. E. Saad, K. Bylund, K. Hoyt, J. G. Strang, D. J. Rubens y K. J. Parker, «Real-time sonoelastography of hepatic thermal lesions in a swine model,» *Med. Phys.*, nº 35, p. 4132-41, 2008.
- [19] S. Huang, R. Lerner y K. Parker, «On estimating the amplitude of harmonic vibration from the Doppler spectrum of reflected signals,» *J. Acoust. Soc. Am.*, nº 88, pp. 310-317, 1990.
- [20] C. Kasai, K. Namekawa, A. Koyano y R. Omoto, «Real-time two-dimensional blood flow imaging using an autocorrelation technique,» *IEEE Trans. Sonics Ultrason.*, nº 32, pp. 458-463, 1985.
- [21] K. Hoyt, B. Castañeda y K. J. Parker, «Two-dimensional sonoelastographic shear velocity imaging,» *Ultrasound Med. Biol.*, nº 34, p. 276-88, 2008.
- [22] B. Castañeda, *Extracting Information from Sonoelastographic Images*, Dissertation, Ed., Rochester, Nueva York: University of Rochester, 2009.
- [23] K. Hoyt, B. Castañeda y K. J. Parker, «Muscle tissue characterization using quantitative sonoelastography: preliminary results,» *Proc. IEEE Ultrason Symp.*, nº 33, p. 365-8, 2007.
- [24] A. Partin, Z. Hah, C. T. Barry, D. J. Rubens y K. J. Parker, «Elasticity Estimates from Images of Crawling Waves Generated by Miniature Surface Sources,» *Ultrasound in Med. & Biol.*, nº 40, pp. 685-94, 2014.

- [25] J. Ormachea, R. Rojas, P. Rodríguez, R. Lavarello, K. Parker y B. Castaneda, «Shear Wave Speed Estimation from Crawling Wave Sonoelastography: A comparison between AM-FM Dominant Component Analysis and Phase Derivation Methods,» *IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 2327 - 2330, 2014.
- [26] CIRS - Tissue Simulation and Phantom Technology, «Elasticity QA Phantoms,» [En línea]. Available: <http://www.cirsinc.com/products/all/74/elasticity-qa-phantoms/?details=specs>. [Último acceso: 20 Noviembre 2014].
- [27] Y. Wang y P. J. Fish, «Arterial Doppler signal simulation by time domain processing,» *European Journal of Ultrasound*, nº 3, pp. 71-81, 1996.
- [28] B. Castañeda, J. Ormachea, P. Rodríguez y K. J. Parker, «Application of numerical methods to elasticity imaging,» *Mol Cell Biomech.*, nº 10, pp. 43-65, 2013.
- [29] H. Yerli, T. Yilmaz, T. Kaskati y G. H., «Qualitative and semiquantitative evaluations of solid breast lesions by sonoelastography,» *J. Ultrasound Med.*, nº 30, pp. 179-86, 2011.

