

# **SISTEMA PARA ANALIZAR CARACTERÍSTICAS DE ELASTICIDAD CON UN EQUIPO DE ULTRASONIDO**



**Ángela Marcela Andrade Muñoz  
Pablo Alejandro Uzuriaga Castro**

*Universidad del Cauca*

**Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones  
Departamento de Electrónica, Instrumentación y Control  
Ingeniería en Electrónica y Telecomunicaciones  
Popayán, 2016**

# **SISTEMA PARA ANALIZAR CARACTERÍSTICAS DE ELASTICIDAD CON UN EQUIPO DE ULTRASONIDO**



Trabajo de grado presentado como requisito para obtener el título de Ingeniero en Electrónica y Telecomunicaciones

**Ángela Marcela Andrade Muñoz  
Pablo Alejandro Uzuriaga Castro**

Director: PhD Carlos Alberto Gaviria

*Universidad del Cauca*

**Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones  
Departamento de Electrónica, Instrumentación y Control  
Ingeniería en Electrónica y Telecomunicaciones  
Popayán, 2016.**



## TABLA DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN .....	12
CAPÍTULO 1: GENERALIDADES .....	14
1.1. Ultrasonido .....	14
1.1.1. Características generales de las ondas de ultrasonido .....	15
1.1.2. Parámetros Físicos de las ondas .....	15
1.1.3. Reflexión y refracción .....	18
1.2. Transductores .....	20
1.3.1. Campo Sonoro de un transductor .....	21
1.3. Resolución de una imagen de ultrasonido .....	22
1.4. Principios de formación de imágenes .....	23
1.5. Elastografía .....	26
1.5.1. Principios básicos en elastografía .....	26
1.5.2. Tipos de elastografía .....	28
1.5.3. Aplicaciones de la elastografía .....	30
1.6. Tejido Mamario .....	31
1.6.1. Caracterización de masas mamarias por US .....	32
1.7.1.1. Parénquima mamario normal.....	32
1.7.2. Anomalías en la mama .....	33
1.7.2.1. Quistes.....	33
1.7.2.2. Abscesos Crónicos .....	34
1.7.2.3. Displacia Mamaria .....	34
1.7.2.4. Ectasia Ductal.....	35
1.7.2.5. Fibroadenomas .....	35
1.7.2.6 Cistosarcoma Filoides .....	36
1.7.2.7. Lipoma .....	36
1.7.3. Criterios para clasificación de lesiones benignas .....	37



1.7.4. Criterios para clasificación de lesiones malignas .....	37
CAPITULO 2: CONSTRUCCION Y EVALUACION DEL <i>PHANTOM</i> .....	39
2.1. <i>Phantoms</i> .....	39
2.2. Propiedades acústicas y elásticas del tejido.....	41
2.3. Materiales y producción del phantom.....	42
2.3.1. Phantom que simula el tejido adiposo .....	42
2.3.2. Inclusiones .....	44
2.3.3. <i>Phantom</i> de un tejido adiposo con inclusiones .....	46
2.4. Resultados.....	47
2.4.1. Resultados ecográficos.....	47
2.4.2. Resultados acústicos.....	49
2.4.3. Resultados Elásticos .....	53
CAPITULO 3: ADQUISICION DE DATOS Y ELABORACION DE IMÁGENES.....	55
3.2. Materiales y equipos.....	55
3.2.1. Emisor de pulsos 5072PR .....	56
3.2.2. Transductor FUNBEC 163627H .....	58
3.2.3. Osciloscopio Instek GDS 1102-A .....	58
3.2.4. Sistema de compresión uniforme sobre el <i>phantom</i> .....	61
3.3. Sistema de adquisición y posicionamiento automático de un transductor de US....	61
3.3.1. Sistema de adquisición .....	62
3.3.1.1. Montaje experimental del sistema de adquisición.....	63
3.3.2. Sistema de posicionamiento automático de un transductor .....	64
3.4. Algoritmo de adquisición y posicionamiento .....	65
3.5. Conexión de elementos y puesta en marcha .....	66
3.6. Construcción de imágenes .....	68
3.6.1. Conceptos teóricos .....	68
3.6.2. Algoritmo de elaboración de imagen.....	69
3.6.2.1. Resultados experimentales.....	70
CAPITULO 4: ANALISIS DE CARACTERISTICAS ELASTICAS.....	75
4.1. Generación y análisis de un elastograma .....	75



4.1.1.	Características de un elastograma.....	76
4.1.2.	Calculo de desplazamientos.....	76
4.2.	Consideraciones.....	78
4.3.	Metodología de trabajo.....	79
4.4.	Resultados.....	81
4.4.1.	Algoritmo SSD .....	84
4.4.1.1.	Phantom con quiste mamario.....	84
4.4.1.2.	Phantom con fibroadenoma.....	86
4.4.1.3.	Phantom con inclusión rígida .....	87
4.4.2.	Algoritmo AM2D .....	89
4.4.2.1.	<i>Phantom</i> con quiste mamario.....	89
4.4.2.2.	Phantom con fibroadenoma.....	90
4.4.2.3.	Phantom con inclusión rígida .....	91
	DISCUSIÓN DE RESULTADOS.....	93
	CONCLUSIONES.....	95
	TRABAJOS FUTUROS.....	97
	REFERENCIAS .....	98



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1. Parámetros característicos de una onda. Fuente [9].	16
Figura 1.2. Cambio de la amplitud de la onda de US a medida que recorre un tejido. Fuente [10].	17
Figura 1.3. Fenómenos de reflexión y refracción. Fuente[12].	19
Figura 1.4. Modelos de reflexión a. Especular b. Difusa c. Scattering. Fuente [12]	20
Figura 1.5.Campo sonoro de un Transductor. Fuente [14].	21
Figura 1.6.Resolución Axial y lateral. Fuente [15].	22
Figura 1.7. Imagen en modo A. Fuente [20].	24
Figura 1.8.Elaboración de imagen modo B. (A) Marco de 4 Señales de RF con variaciones en amplitud, (B) Extracción de envolvente, (C) Imagen modo B. Fuente [18].	25
Figura 1.9. Imagen en modo M. Fuente [3].	25
Figura 1.10. a) Elastografía de un carcinoma b) elastografía de tiroides. Fuente [24].	30
Figura 1.11. Anatomía de la mama. Fuente [25].	31
Figura 1.12. Cáncer de mama. Fuente [2].	32
Figura 1.13. Exploración transversal media del parénquima mamario normal. Fuente [24].	32
Figura 1.14. Quiste mamario. Fuente [24].	33
Figura 1.15. Quiste complejo. Fuente [24].	33
Figura 1.16. Abscesos crónicos. Fuente [24].	34
Figura 1.17. Displacia Mamaria. Fuente [24].	34
Figura 1.18. Ectasia Ductal, muestra un conducto dilatado que contiene resto de materiales, estos son señalados por la flecha. Fuente [24].	35
Figura 1.19. Imagen transversal Fibroadenoma. Fuente [24].	36



Figura 1.20. Cistosarcoma Filoides. Fuente [24].	36
Figura 1.21. Lipoma. Fuente [24].	37
Figura 1.22. Lesiones malignas (A) Muestra un nódulo maligno típico que es más alto que ancho, con textura hipoecoica. Las puntas de flecha indican los márgenes irregulares. Fuente [24].	38
Figura 2.1. <i>Phantom</i> de mamografía Gammex 156D. Fuente [28].	39
Figura 2.2. Phantom de mamografía Gammex 156. Fuente [28].	40
Figura 2.3. <i>Phantom</i> de mamografía Gammex 156. Fuente [28].	40
Figura 2.4. <i>Phantom</i> que simula un tejido adiposo. Fuente [Propia].	44
Figura 2.5. Inclusión de un globo de látex utilizado para simular un quiste mamario. Fuente [Propia].	45
Figura 2.6. Inclusión que simula un fibroadenoma. Fuente [Propia].	46
Figura 2.7. Phantom con inclusiones. Fuente propia.	46
Figura 2.8. Ecógrafo Aquila pro. Fuente [Propia].	47
Figura 2.9. (A). Ecografía del <i>phantom</i> con la inclusión que emula un fibroadenoma. (B). Ecografía del phantom con la inclusión de un globo de látex con agua. Fuente [Propia].	48
Figura 2.10. Comparación visual de propiedades ecográficas entre lesiones emuladas y reales tomadas de la referencia bibliográfica [24]. Fuente [Propia].	49
Figura 2.11. Tiempo de vuelo en el <i>phantom</i> . Fuente [Propia].	50
Figura 2.12. Amplitudes para hallar el coeficiente de atenuación. Fuente [propia]	51
Figura 2.13. Cálculo del volumen del <i>phantom</i> . Fuente [Propia].	51
Figura 2.14. Masa del Phantom. Fuente [Propia].	52
Figura 2.15. Texturizador TA.XT. Fuente [37].	54
Figura 3.1. Emisor de pulsos 5072PR. Fuente [30].	56
Figura 3.2. Transductor FUNBEC 163627H. Fuente [Propia].	58
Figura 3.3. Osciloscopio Instek GDS 1102-A. Fuente [Propia].	59
Figura 3.4. Tasa de muestreo del osciloscopio. Fuente [33].	60
Figura 3.5. Sistema compresor. Fuente [Propia].	61



Figura 3.6. Sistema de adquisición. Fuente [Propia].....	62
Figura 3.7. Diagrama del sistema de adquisición. Fuente [Propia].....	63
Figura 3.8. Diagrama del sistema de posicionamiento. Fuente [Propia]. .....	64
Figura 3.9. Sistema de Posicionamiento automático del transductor. Fuente [Propia]. .....	65
Figura 3.10. Archivo “CSV” de los datos tomados. Fuente [Propia]. .....	66
Figura 3.11. Configuración del generador de US. Fuente [Propia]. .....	67
Figura 3.12. Montaje experimental del DAS. Fuente [Propia]. .....	68
Figura 3.13. Señal de RF modo A para una línea de RF. Fuente [Propia].....	70
Figura 3.14. Marco de 35 líneas RF, (A) datos obtenidos, (B) imagen modo A. Fuente [Propia]. .....	71
Figura 3.15. Comparación visual del parénquima mamario con regiones de tejido adiposo.(A) Imagen con ecógrafo médico [24]. (B) Imagen del phantom que emula el tejido adiposo, tomada con el sistema construido. Fuente [Propia]. .....	72
Figura 3.16. Comparación visual de imagen modo B de un quiste mamario. (A) Imagen con equipo médico comercial [24]. (B) Imagen del phantom con un quiste emulado tomada con el sistema construido. Fuente [Propia].....	73
Figura 3.17. Imagen modo B de un fibroadenoma. (A) Imagen médica [24]. (B) Imagen del phantom con un fibroadenoma emulado, tomada con el sistema construido. Fuente [Propia].....	73
Figura 4.1 Obtención de un mapa de deformaciones a partir de desplazamientos en la muestra. Fuente [43] .....	76
Figura 4.2. Definición del kernel y región de búsqueda. Fuente [16] .....	77
Figura 4.3. Compresión uniforme del <i>phantom</i> . Fuente [Propia].....	78
Figura 4.4. Metodología de trabajo. Fuente [Propia].....	80
Figura 4.5. Desplazamiento temporal entre señales pre y post compresión del <i>phantom</i> con quiste mamario. Fuente [Propia]. .....	81
Figura 4.6. Desplazamiento temporal entre señales pre y post compresión del <i>phantom</i> con fibroadenoma. Fuente [Propia].....	82



Figura 4.7. Desplazamiento temporal entre señales pre y post compresión del <i>phantom</i> con inclusión rígida. Fuente [Propia].	82
Figura 4.8. Imágenes modo B de las señales pre y post compresión del <i>phantom</i> con quiste. Fuente [Propia].	83
Figura 4.9. Imágenes modo B de las señales pre y post compresión <i>phantom</i> con fibroadenoma. Fuente [Propia].	84
Figura 4.10. Imagen Modo B de señales pre y post compresión <i>phantom</i> con inclusión rígida. Fuente [Propia].	84
Figura 4.11. Mapa de desplazamientos en dirección axial. Fuente [Propia].	85
Figura 4.12. Elastograma. Fuente [Propia].	85
Figura 4.13. Desplazamiento axial de <i>phantom</i> con fibroadenoma. Fuente [Propia].	86
Figura 4.14. Elastograma de <i>phantom</i> con fibroadenoma. Fuente [Propia].	87
Figura 4.15. Mapa de desplazamientos de <i>phantom</i> con inclusión rígida. Fuente [Propia].	87
Figura 4.16. Imagen de deformaciones del <i>phantom</i> con inclusión rígida. Fuente [Propia].	88
Figura 4.17. Desplazamientos axiales en <i>phantom</i> con quiste. Fuente [Propia].	89
Figura 4.18. Elastograma del <i>phantom</i> con quiste mamario. Fuente [Propia].	90
Figura 4.19. Desplazamientos axiales en <i>phantom</i> con fibroadenoma. Fuente [Propia].	90
Figura 4.20. Elastograma del <i>phantom</i> con fibroadenoma. Fuente [Propia].	91
Figura 4.21. Desplazamientos axiales en <i>phantom</i> obtenido de una base de datos con inclusión rígida. Fuente [Propia].	91
Figura 4.22. Elastograma del <i>phantom</i> obtenido de una base de datos con inclusión rígida. Fuente [Propia].	92



## LISTA DE TABLAS

Tabla 1.1. Aplicaciones de la elastografía en el campo de la medicina. Fuente [18] .....	30
Tabla 2.1. Densidad, Velocidad e impedancia acústica en los tejidos. Fuente: modificado de [30], [33].....	41
Tabla 2.2. Características elásticas del tejido mamario. Fuente [25]. .....	42
Tabla 2.3. Materiales para la elaboración del <i>phantom</i> que emula el Tejido adiposo. ....	43
Tabla 2.4. Materiales para la elaboración del <i>Phantom</i> de un Fibroadenoma .....	45
Tabla 2.5. Comparación de las características acústicas. Fuente [Propia.].....	53
Tabla 3.1. Especificaciones Emisor de pulsos 5072PR. Fuente [30]. .....	58
Tabla 3.2. Características principales de GDS-1102A-U [30] .....	60



## **LISTA DE ACRÓNIMOS**

<b>US</b>	Ultrasonido
<b>SE</b>	Sonoelastografía
<b>VPO</b>	Velocidad de propagación de la onda
<b>E</b>	Módulo de Young
<b>F</b>	Frecuencia
<b>Z</b>	Impedancia característica acústica
<b>USB</b>	Universal Serial Bus
<b>PC</b>	Personal Computer
<b>EUA</b>	Estado Unidos de América
<b>RF</b>	Radio Frecuencia
<b>TX</b>	Transmisión
<b>RX</b>	Recepción
<b>UAN</b>	Universidad Antonio Nariño
<b>CSV</b>	Archivo delimitado por coma
<b>COM</b>	Puerto Serial
<b>TC</b>	Tomografía computarizada
<b>RNM</b>	Resonancia Nuclear Magnética
<b>DAS</b>	Sistema de Adquisición de Datos
<b>SSD</b>	Suma del cuadrado de las diferencias



## INTRODUCCIÓN

A lo largo del tiempo, el cáncer se ha convertido en una de las enfermedades más comunes y letales en el mundo. Por ejemplo, el cáncer de seno es la primera causa de mortalidad en mujeres a nivel mundial y la tercera en Colombia [1]. El principal método de intervención preventiva para detectar y diagnosticar el cáncer de seno, es la realización de mamografías o mastografías selectivas, las cuales son radiografías de la zona mamaria en mujeres que no presentan síntomas [2].

Una de las principales características del cáncer de seno es la presencia de abultamientos rígidos en la zona mamaria, propiedad que permite el estudio de nuevas técnicas de detección como lo es la elastografía, la cual comprende un análisis de elasticidad de un material por medio de ondas de ultrasonido (US). La habilidad del personal médico para manejar el transductor, la aplicación de presión requerida y el acompañamiento de un mamograma<sup>1</sup> para realizar un diagnóstico confiable, son las limitaciones más relevantes de la elastografía por US [3].

Desde los campos de la visión computarizada y la inteligencia artificial, pueden realizarse aportes importantes a la confiabilidad de los diagnósticos de cáncer de seno por elastografía ultrasónica. No obstante, el costo de los equipos comerciales médicos apropiados para estudios en elastografía es prohibitivo (esta fuera del alcance) para grupos de investigación de universidades públicas como la Universidad del Cauca. Existen equipos industriales de costo asequible que pueden usarse para evaluaciones preliminares de algoritmos de elastografía que permitirían lograr avances en el conocimiento del problema, utilizando materiales artificiales que emulen lesiones del seno humano denominados *phantom* [3].

---

<sup>1</sup> Radiografía para evaluar y detectar cambios en el seno



Teniendo en cuenta lo anterior, surge la necesidad de implementar un sistema de US capaz de brindar un aporte significativo en el diagnóstico de cáncer de seno, además de realizar una evaluación preliminar de la eficacia que presenta la elastografía en la detección y diagnóstico del cáncer mamario. Para satisfacer dicha necesidad, se desarrolla el siguiente documento que comprende todo el proceso realizado en la elaboración del sistema planteado, el cual se divide en 4 capítulos; el primero consta de todas las generalidades pertinentes del tema, el segundo comprende la elaboración del *phantom*, el tercero corresponde a la etapa de adquisición de datos y elaboración de imágenes y finalmente el último capítulo concierne al proceso de análisis de características elásticas. De igual manera se presenta una discusión de resultados, conclusiones y trabajos futuros.



## **CAPÍTULO 1: GENERALIDADES**

El presente capítulo comprende un número significativo de expresiones, conceptos teóricos, gráficas e información relevante de los diferentes temas que se abarcan en el desarrollo de la monografía.

### **1.1. Ultrasonido**

La generación de imágenes por US es un método que permite visualizar cambios de impedancia mecánica en materiales sobre la región cercana a la sonda, por medio de la transmisión y recepción de ondas sonoras. Es un método económico con respecto a otras técnicas utilizadas actualmente para ese propósito, además cuenta con múltiples aplicaciones a nivel industrial tales como medición de distancias, estudio de materiales y en medicina es empleado para fines terapéuticos y como método de diagnóstico [4].

Las ondas de US son producidas por un transductor piezoeléctrico, el cual convierte la energía eléctrica en energía mecánica y viceversa [5]. El transductor tiene dos modos de operación, como transmisor y receptor. Cuando tiene el papel de transmisor el cuarzo del transductor es sometido a un pulso de energía eléctrica, lo que provoca una deformación geométrica y hace que se emita una onda sonora de alta frecuencia; estos ecos de US son detectados en recepción y comprimen el cristal del transductor, esto genera una señal eléctrica la cual es amplificada y procesada por el receptor [5].



### 1.1.1. Características generales de las ondas de ultrasonido

El US es una onda sonora que se encuentra por encima de la banda audible por el ser humano, es decir, son frecuencias mayores a 20Khz y que requiere de un medio de propagación, que puede ser: sólido, líquido o gaseoso [5].

Las ondas sonoras son vibraciones mecánicas, las cuales tienen la característica de reflejarse cuando encuentran un cambio en la impedancia mecánica del medio por el cual viajan [5].

Para la formación de imágenes médicas, se utilizan ondas de tipo longitudinal, se caracterizan porque las partículas se mueven en la misma dirección en la que se propaga la onda [6].

### 1.1.2. Parámetros Físicos de las ondas

**Frecuencia (f):** Es el número de ciclos o de vibraciones que se presentan en un segundo (Ecuación 1). Cuando el US es utilizado con el fin de formar imágenes clínicas la f se encuentra en el rango de 1 MHz a 20 MHz y el US con fines experimentales utiliza f superiores a 50 MHz [7] [8].

$$f = \frac{1}{T} \quad (1)$$

Dónde:

T: Periodo (segundos).

**Amplitud (A):** Es la altura máxima que alcanza una onda, está medida en unidades de decibelios (dB).

**Longitud de onda ( $\lambda$ ):** Es la Distancia entre dos fases consecutivas del ciclo de una onda y está dada por la relación (1.1).



$$\lambda = \frac{v}{f} \quad (1.1)$$

En la Figura 1.1 se observan los parámetros característicos de una onda.



Figura 1.1. Parámetros característicos de una onda. Fuente [9].

**Velocidad (v):** La v de propagación de una onda (VPO) de US es un parámetro que varía dependiendo de las características y del tipo de material por el cual viaja [7]. En promedio, la velocidad de propagación en tejidos blandos es de 1540 m/s. La distribución de las moléculas y la fuerza ejercidas entre estas determinan un aumento o reducción de la v, entonces en un material cuyas moléculas se encuentren más próximas la VPO [10].

La VPO en un medio libre se expresa en función de la frecuencia (f) y la longitud de onda (λ) según la ecuación (1.2). Cuando la onda se propaga en un material elástico, el efecto del material en la VPO se expresa según la ecuación (1.3).

$$v = \lambda f \quad (1.2)$$

$$v = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad (1.3)$$

Dónde:

λ: longitud de onda (m)

ρ: densidad  $\left(\frac{kg}{m^3}\right)$



$E$ : modulo elástico  $\left(\frac{kg}{ms^2}\right)$

**Atenuación en tejidos:** Según [11], la atenuación es la pérdida de energía de la onda a medida que viaja por un tejido como se observa en la Figura 1.2, está dada por la expresión (1.4):

$$P_x = P_0 e^{-2\alpha x} \quad (1.4)$$

$$\alpha = \frac{\log(p_0) - \log(p_x)}{2d} \text{ Np/cm} \quad (1.5)$$

Dónde: la amplitud inicial de la intensidad  $P_0$  ha decrecido hasta  $P_x$  después de recorrer una distancia  $x$ , el coeficiente de atenuación de la amplitud  $\alpha$  está dado en unidades de  $\text{NpCm}^{-1}$ .

Para convertir el coeficiente de atenuación a unidades de dB/cm se multiplica por el factor de conversión 8,686 que equivale a 1 Np.

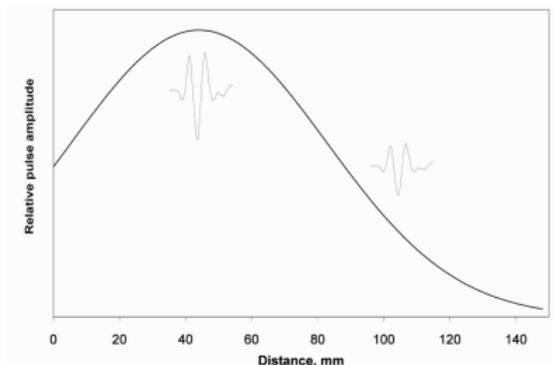


Figura 1. 2. Cambio de la amplitud de la onda de US a medida que recorre un tejido. Fuente [11].

La atenuación depende de la frecuencia de la onda de propagación. A mayores frecuencias será mayor la atenuación. Para tejidos blandos la relación entre la frecuencia y la atenuación es aproximadamente lineal, por lo tanto el coeficiente de atenuación está dado por  $\text{dBcm}^{-1}\text{Mhz}^{-1}$ .



**Impedancia característica acústica (Z):** Es la impedancia propia de un medio, se puede entender como la resistencia que ofrece el medio al paso del sonido [12]. Cuando una onda sonora atraviesa medios con impedancia acústica diferentes, se forman ecos. Dependiendo del cambio de magnitud de impedancia, la amplitud de la onda reflejada será mayor o menor. La ecuación (1.6) describe cómo se calcula la impedancia del medio como función de la velocidad de propagación y la densidad del medio.

$$Z = \rho v \quad (1.6)$$

Dónde:

Z: impedancia característica ( $\frac{kg}{m^2 s}$ )

$\rho$ : densidad del medio ( $\frac{kg}{m^3}$ )

v: velocidad de propagación ( $\frac{m}{s}$ )

Suponiendo una onda que se propaga en un medio uno de impedancia Z1 y que continúa propagándose en un medio dos de impedancia Z2. Teniendo el valor de la impedancia tanto del medio uno como del medio dos, se puede encontrar el *coeficiente de reflexión* con la expresión (1.7), este indica el porcentaje de la onda que será reflejada.

$$R = \left( \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2 \quad (1.7)$$

### 1.1.3. Reflexión y refracción

En el momento en que una onda sonora pasa de un medio a otro de distinta densidad, se produce un cambio en la Z, en el límite donde se produce este cambio ocurre el fenómeno de reflexión, mientras la otra parte de la onda es refractada y absorbida [9], como se observa en la Figura 1.3.

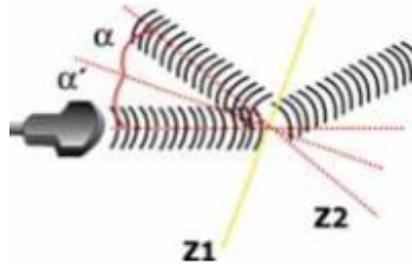


Figura 1.3. Fenómenos de reflexión y refracción. Fuente [9].

## Reflexión

El fenómeno de reflexión depende del ángulo de incidencia y las características de la superficie. Según [9], en el fenómeno de reflexión se pueden observar diferentes casos. En el caso cuando la longitud de onda incidente es inferior a la dimensión de la superficie reflectante, y la superficie es homogénea y suave, se produce una reflexión parcial de la onda hacia el transductor junto con una refracción parcial. La suma de las intensidades de la onda reflejada y refractada se denomina *reflexión especular*. Si la onda incidente es perpendicular al plano donde ocurre el cambio de impedancia, la onda reflejada retorna en el mismo sentido con una dirección inversa [12], pero si el ángulo de incidencia de la onda es distinto de  $90^\circ$ , la onda se refleja con el mismo ángulo de la onda incidente. Cuando se tiene una superficie heterogénea y rugosa, la onda se refleja en gran variedad de ángulos, y a este fenómeno se le denomina *reflexión difusa*.

Otro caso es cuando la longitud de onda incidente es superior a las dimensiones de la superficie reflectante, en cuyo caso los ecos van a ser reflejados en ángulos diferentes. Este fenómeno es conocido como *scattering* y es el más importante cuando el US es aplicado para la visualización de tejidos.

Los casos de reflexión se muestran en la Figura 1.4.

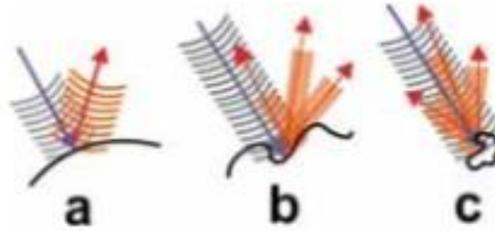


Figura 1.4. Modelos de reflexión a. Especular b. Difusa c. Scattering. Fuente [9]

## Refracción

Cuando las ondas de US viajan en el interior de los tejidos y cambian de un medio a otro con diferentes  $Z$ , parte de esta onda sufre el fenómeno de reflexión y la otra parte de la onda se refracta y sigue pasando de un medio a otro hasta que la intensidad de la onda sea cero por la atenuación.

El fenómeno de refracción sigue la Ley de Snell descrita en la ecuación (1.8):

$$\text{Sen}(qt) = \left(\frac{Z_2}{Z_1}\right)\text{Sen}(qi) \quad (1.8)$$

Dónde:

$qt$ : Angulo de la onda refractada.

$qi$ : Angulo de la onda incidente.

$\frac{Z_2}{Z_1}$ : Relación de impedancias de los medios.

## 1.2. Transductores

El funcionamiento de los transductores se basa en el fenómeno de piezoelectricidad descubierta por los hermanos Curie en el año 1880 [3]. Cuando se comprime un cristal de cuarzo se produce la polarización eléctrica en las caras perpendiculares del material, originando una diferencia de potencial, a esto se le



conoce como efecto piezoeléctrico directo. De igual modo, si se aplica una diferencia de potencial al cristal se producirá un esfuerzo que lo deforma (efecto piezoeléctrico inverso). Estos dos efectos son fundamentales, porque les permiten a los transductores de US transmitir ondas acústicas y de forma recíproca, generar señales eléctricas al recibir ondas de ultrasonido [13].

### 1.3.1. Campo Sonoro de un transductor

El campo sonoro de un transductor se divide en dos tipos, cercano y lejano como se observa en la Figura 1.5.

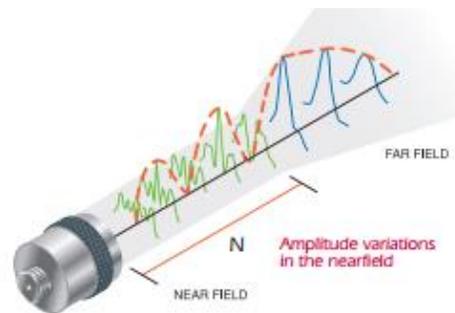


Figura 1.5.Campo sonoro de un Transductor. Fuente [14].

El campo cercano, es la región en frente del transductor donde la amplitud del eco pasa por una serie de máximos y mínimos, finalizando en el último máximo a una distancia  $N$  desde el transductor [14], se puede calcular con la expresión (1.7).

$$N = \frac{D^2}{4\lambda} \quad (1.9)$$

Dónde:

D: Diámetro del transductor.

$\lambda$  : Longitud de la onda.



El campo lejano es el área más allá de N, donde el campo sonoro se vuelve cero.

### 1.3. Resolución de una imagen de ultrasonido

Es la capacidad de reconocer como independientes dos puntos muy próximos, también se considera como la mínima separación que deben tener dos estructuras para ser identificadas como diferentes [12]. En una imagen de ultrasonido en 2D, se distinguen dos ejes o direcciones: el eje paralelo al haz de US conocido como dirección axial, y el eje perpendicular al haz de US conocido como dirección lateral, como se observa en la Figura 1.6.

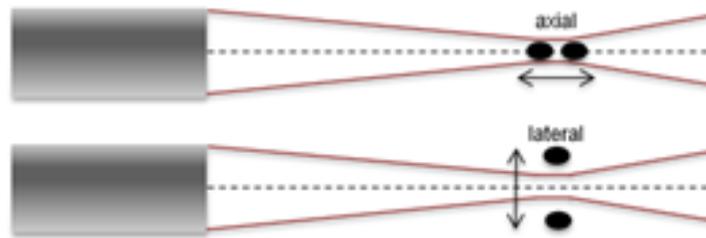


Figura 1.6. Resolución Axial y lateral. Fuente [15].

La Resolución Axial o en dirección axial, está determinada por la longitud espacial de pulso, que a su vez, depende de la relación entre la longitud de onda del haz y la frecuencia [12]. La mínima separación que deben tener dos puntos entre sí, para ser reconocidos como independientes debe ser la mitad de la longitud espacial de pulso. Esta resolución se mantiene constante en todo el recorrido del haz, a mayores frecuencias la resolución axial es mucho mejor [15]. Ésta se calcula con la expresión (1.10) [16].

$$R = v/2Fa(mm) \quad (1.10)$$



Dónde:

$v$ : Velocidad de propagación en el tejido (mm/s).

$F_a$ : Frecuencia axial o frecuencia de muestreo (Hz).

Según [17] , la resolución lateral es la capacidad para distinguir dos elementos situados en un plano perpendicular a la dirección del haz de sonido, está dada en función de la frecuencia de emisión y del diámetro del transductor, por lo tanto si el diámetro es pequeño se tiene una mejor resolución lateral. Está dada por la expresión (1.11):

$$\Delta z = \frac{v.Fd}{f.d} \quad (\text{mm}) \quad (1.11)$$

Dónde:

$v$ : velocidad de propagación en el tejido.

$F_d$ : distancia focal.

$f$ : frecuencia

$d$ : diámetro del transductor.

#### 1.4. Principios de formación de imágenes

Las modalidades de diagnóstico por imágenes en el área de la salud se dividen en 5 tipos: rayos X, tomografía computarizada por rayos X (TC), resonancia nuclear magnética (RNM), ultrasonografías y medicina nuclear [15].

Existen tres modos de imagen cuando se trabaja con un sistema de US, estas son A, B y M:

**Modo A:** Es conocido también como modo de amplitud o unidimensional, y es una representación de amplitudes en función del tiempo de los ecos producidos por



cierto material (Figura 1.7). Tales amplitudes están directamente relacionadas con la profundidad y a su vez se determinan por tres factores específicos: los cambios de impedancia en el material, la atenuación que presenta el medio (material en estudio) y la amplitud de la señal transmitida [18].

A una matriz de amplitudes modo A se le conoce como mapa o marco de radio frecuencia (RF) [19].

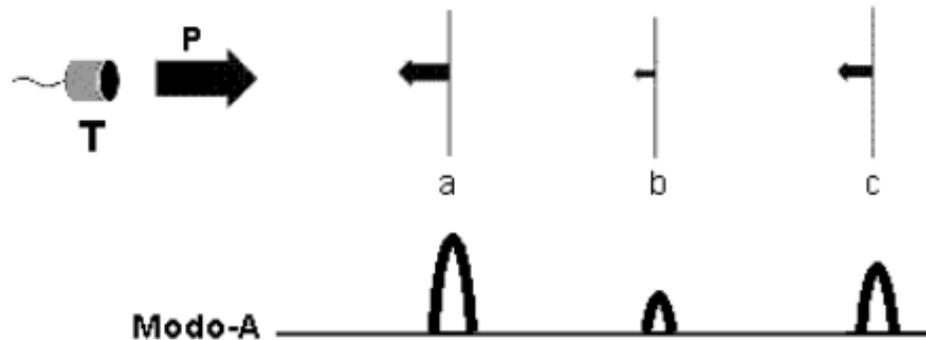


Figura 1.7. Imagen en modo A. Fuente [20].

**Modo B:** Abreviación de *brightness mode*, también conocido como modo brillo. Para obtener una imagen en modo B es necesario realizar un procesamiento (extracción de envolvente) a un marco de RF y posteriormente estas amplitudes se traducen a una escala de grises donde su tonalidad dependerá del valor de amplitud en cada instante de tiempo [19] [20].



En la Figura 1.8, se muestra el proceso de elaboración de una imagen en modo B.

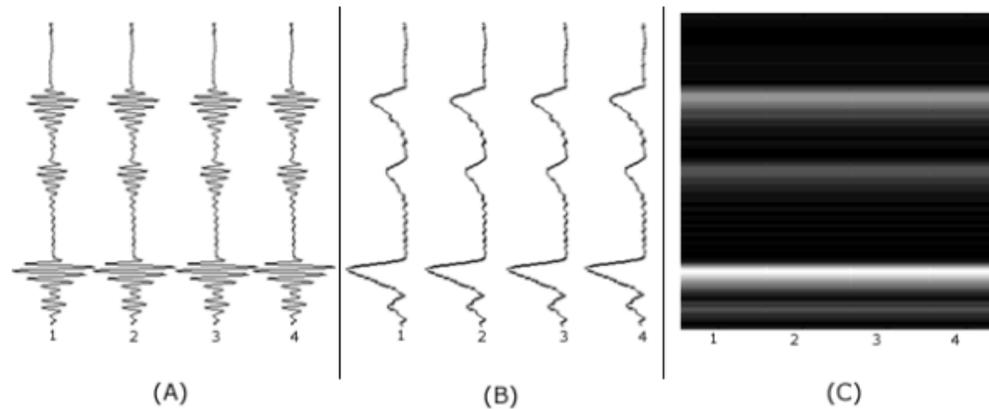


Figura 1.8. Elaboración de imagen modo B. (A) Marco de 4 Señales de RF con variaciones en amplitud, (B) Extracción de envolvente, (C) Imagen modo B. Fuente [18].

**Modo M:** Es la abreviación de *Motion mode* o modo de movimiento. Es la representación temporal del cambio de los ecos en tonalidad de grises, es decir un conjunto de imágenes modo B comprendiendo un desplazamiento debido a una compresión como se observa en la Figura 1.9. Se utiliza en eco cardiografías y en el análisis de estructuras cardiovasculares [3] [19].

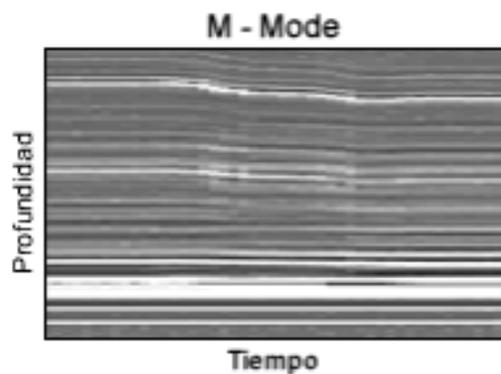


Figura 1.9. Imagen en modo M. Fuente [3].



## 1.5. Elastografía

Los estudios de la elastografía o sonoelastografía (SE), iniciaron en el año 1991 pero fue en 1997 que incurrieron en clínicas. La SE es una técnica de imagen por US y estudia objetivamente las propiedades elásticas sobre un tejido, tomando como base que los tejidos que presentan alguna lesión suelen ser de 5 a 25 veces más duros que un tejido sano [3], lo que permite realizar una amplia gama de investigaciones y aplicaciones. Sin embargo, debido a la falta de estudios y de estandarización, la SE es aún una técnica subjetiva y con valor clínico limitado [21].

Las imágenes elastográficas se obtienen cuando a las imágenes anatómicas de ecografía en escala de grises (modo B), se les superponen imágenes paramétricas de color que representan el grado de deformidad o elasticidad de los tejidos [21].

### 1.5.1. Principios básicos en elastografía

En el estudio de la SE intervienen diferentes términos y definiciones que explican su importancia y sus aplicaciones; para ello se toma como referencia la elasticidad, que es la base de su desarrollo.

**Elasticidad:** Es común encontrar en la literatura términos físicos y de ingeniería que describen la elasticidad como la propiedad mecánica de deformación y retorno a estado original que presentan ciertos materiales frente a un estrés físico o fuerza externa. Esta elasticidad se puede encontrar también en los órganos, tejidos y músculos de un organismo, por ejemplo, el estómago aumenta su tamaño en los procesos digestivos y luego vuelve a su estado inicial [3].



**Deformación unitaria:** Se entiende como el cambio de longitud por unidad de longitud, dada por la ecuación (1.12):

$$\epsilon = \frac{\Delta l}{L} \quad (1.12)$$

Dónde:

$L$  : Longitud inicial tomada sobre el cuerpo en estudio.

$\Delta l$  : Es el cambio de longitud.

Cuando la deformación unitaria se presenta en distintas direcciones con diferentes valores se dice que es un cuerpo anisotrópico; mientras que si la deformación es la misma en todas las direcciones es isotrópico [22].

**Módulo de Young (E):** El módulo de Young o módulo de elasticidad, se entiende como la relación entre la presión aplicada y el cambio correspondiente a la deformación unitaria. En otras palabras, es el cambio longitudinal presente en un cuerpo cuando experimenta una fuerza [3] [22], se calcula con la expresión (1.13):

$$v = \sqrt{\frac{E}{p}} \quad (1.13)$$

**Coefficiente de Poisson:** Es el efecto de ensanchamiento longitudinal perpendicular a la fuerza a la que es sometido un cuerpo, cuando éste es isotrópico el valor típico es  $\mu=0.25$ . Experimentalmente el valor de este coeficiente oscila entre (0.25 y 0.5) [22].

**Ley de Hooke:** Describe la relación y el comportamiento de un cuerpo elástico que experimenta una presión externa.

Para el caso de un material elástico lineal, la ley de Hooke establece que la presión externa  $\sigma$  requerida para producir una deformación unitaria  $\epsilon$  es función



de la propiedad de elasticidad del material definida por el módulo de Young  $E$ , como se expresa en la ecuación (1.14).

$$\sigma = E \cdot \epsilon \quad (1.14)$$

**Módulo de corte:** Se denota por la letra  $G$ . Se define como el cambio de forma que sufre el material como consecuencia de la aplicación de una presión, no implica cambios en su volumen [23] [3], se relaciona con  $E$  según la ecuación (1.15).

$$G = \frac{E}{2 \cdot (1 + \mu)} \quad (1.15)$$

**Módulo de compresibilidad:** Se expresa por la letra  $K$ . Se entiende como el cambio de volumen experimentado por el material bajo la acción de una presión, no implica cambios de forma. De igual manera, la ecuación (1.16) muestra su relación con  $E$  [3].

$$K = \frac{E}{3 \cdot (1 - 2\mu)} \quad (1.16)$$

### 1.5.2. Tipos de elastografía

Los tipos de SE solo difieren en la forma en que se aplica la fuerza compresora y los sistemas para la medición de desplazamientos, pero la metodología y la base son las mismas.

**Elastografía semicuantitativa:** Conocida también como método cuasi estático. Primero se obtienen los datos previos a la compresión del tejido en estudio y se adquiere un mapa de datos post compresión, con el fin de compararlos por medio del desplazamiento entre ellos y se refleja en un mapa de colores [15]. Así, se puede realizar una visualización del comportamiento elástico del tejido. La presión



realizada depende de la fuerza realizada, la cual es desconocida y por ende limita la estimación  $E$  [24].

**Elastografía cuantitativa:** Se conoce además como método dinámico o de onda transversal. Al igual que el método anterior mide los desplazamientos, pero sin tener en cuenta una fuerza compresora; a cambio de esto se envía una serie de micro impulsos acústicos, con el fin de encontrar la velocidad de propagación de la onda transversal que pasa el tejido, la cual está directamente relacionada con  $E$  [15]. Este método genera mejores datos de elasticidad pero requiere de un sistema con mayor complejidad para la generación de ondas mecánicas (vibrador mecánico) y un sistema más rápido para la medición de los pequeños desplazamientos que ellas producen [24] .

En ambas técnicas, el  $E$  es la variable cuantitativa, y es la más importante en el análisis de características de dureza o suavidad de un tejido, siendo la reproducción más acertada de una palpación clínica [24].

En la actualidad, la elastografía semicuantitativa tiene una gran aceptación en la evaluación de elasticidad en tejidos, además ya se encuentra en equipos comerciales. Hitachi y Siemens fueron las primeras compañías en incurrir en el mercado con esta técnica. En la Figura 1.10, se pueden observar las imágenes obtenidas con estos equipos [24].

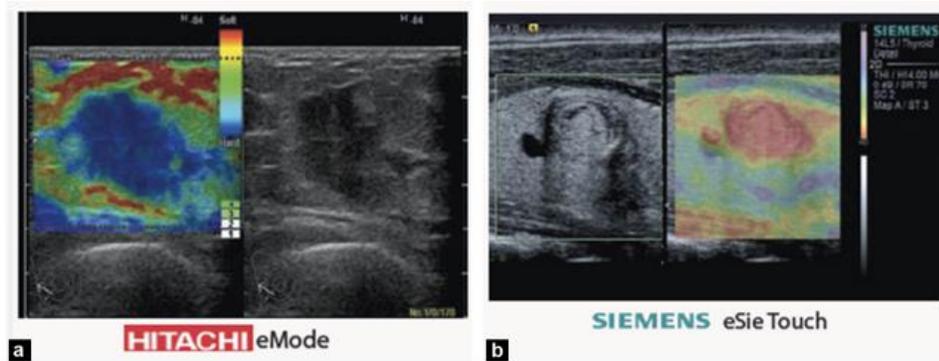


Figura 1.10. a) Elastografía de un carcinoma b) Elastografía de tiroides. Fuente [24].

### 1.5.3. Aplicaciones de la elastografía

A pesar de que las investigaciones, desarrollos y pruebas con SE son relativamente nuevas, son suficientes para identificar aplicaciones importantes; sobre todo en la realización de diagnósticos de lesiones malignas en tejidos blandos. La Tabla 1.1, presenta las aplicaciones con mayor investigación [21].

---

#### APLICACIONES DE LA ELASTOGRAFÍA EN LA MEDICINA

---

1. Mama: Diferenciar lesiones malignas sin la necesidad de biopsias.
  2. Tiroides: Identificar cáncer y metástasis en nódulos cervicales.
  3. Próstata: Identificar tumores focalizados.
  4. Piel: Identificar lesiones malignas.
  5. Ultrasonido endoscópico: Identificar lesiones malignas pancreáticas, nodos linfáticos y en pared gastrointestinal.
  6. Imagen vascular: Aplicaciones cardiológicas, evaluar paredes con ateromas y formación de trombos.
  7. Hígado: Identificar fibrosis.
  8. Musculo esquelético: Síndrome de dolor miofascial, engrosamiento cutáneo en esclerodermia, tendinopatía del Aquiles, epicondilitis lateral, quistes sinoviales y gangliones.
- 

Tabla 1. 1. Aplicaciones de la elastografía en el campo de la medicina. Fuente [21]



## 1.6. Tejido Mamario

La glándula mamaria está conformada por tres tipos de tejidos: glandular de tipo túbulo-alveolar, conjuntivo fibroso y tejido adiposo; este último constituye la mayor parte del seno como se muestra en la Figura 1.11 [25].

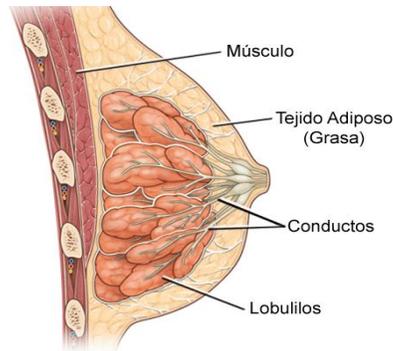


Figura 1.11. Anatomía de la mama. Fuente [25].

Cuando los tejidos se ven afectados por algún tipo de anomalía (tumores, cáncer) estos tienden a ser más rígidos, estudios realizados por el Dr. Thomas A. Krouskop [3] han demostrado que los tumores tienen una rigidez de cinco a veinticinco veces mayor que en tejidos sanos.

El cáncer de seno es una enfermedad en la que se forman células malignas en los tejidos de la mama, el carcinoma más común es el ductal infiltrante (Figura 1.12), el cual corresponde al 80% de los casos; comienza en un conducto lácteo del seno y penetra a través de la pared del conducto, creciendo en el tejido adiposo de la mama [26].

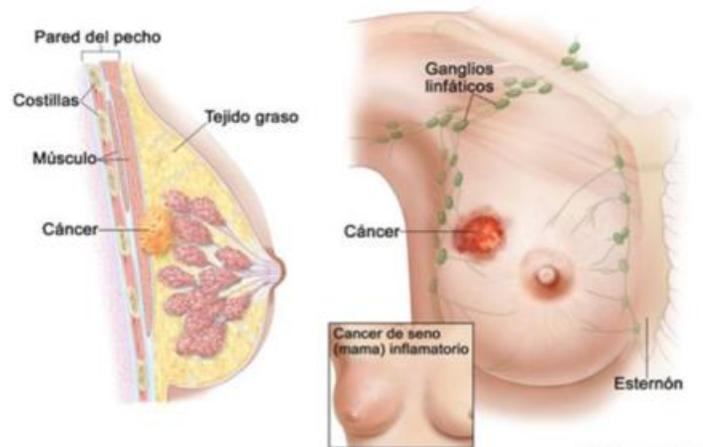


Figura 1.12. Cáncer de mama. Fuente [2].

### 1.6.1. Caracterización de masas mamarias por US

#### 1.7.1.1. Parénquima mamario normal

En mujeres jóvenes el parénquima<sup>2</sup> mamario está conformado principalmente por tejido fibroglandular con grasa subcutánea. Se caracteriza por tener propiedades ecogénicas<sup>3</sup> (Figura 1.13) [27].

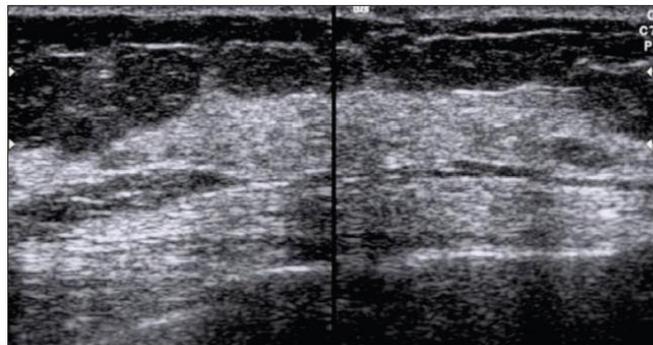


Figura 1.13. Exploración transversal media del parénquima mamario normal. Fuente [27].

<sup>2</sup> Tejido de la mama que se encuentra justo debajo de la piel

<sup>3</sup> Propiedad de un tejido para devolver como eco las ondas de ultrasonido.

## 1.7.2. Anomalías en la mama

### 1.7.2.1. Quistes

Son sacos redondos u ovalados llenos de líquidos. Son frecuentes en mujeres de 40 y 49 años de edad [28]. Cuando los quistes son visualizados con un equipo de US, tienen una forma bien definida, ya sea redonda u ovalada como se aprecia en la Figura 1.14, son anecogenicos<sup>4</sup> y están rodeados por una pared delgada [27].

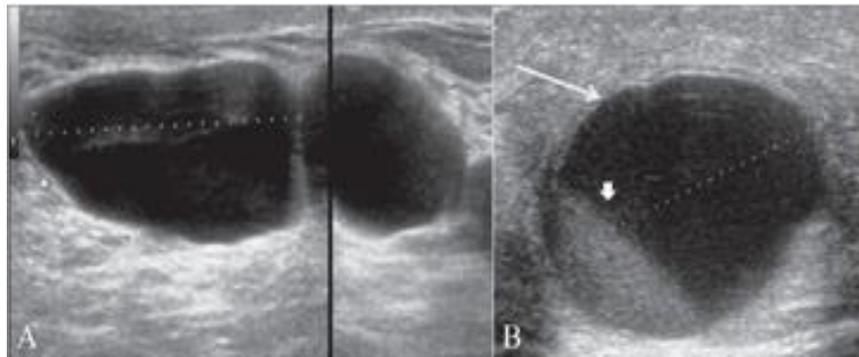


Figura 1.14. Quiste mamario. Fuente [27].

En la Figura 1.15, se observa un quiste complejo, se le da este nombre porque dentro de ellos se generan ecos, por la presencia de cristales de colesterol, sangre o pus.

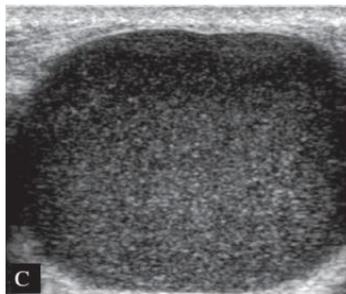


Figura 1.15. Quiste complejo. Fuente [27].

---

<sup>4</sup> Tejido que no refleja ondas de ultrasonido y se visualiza como negro absoluto.



### 1.7.2.2. Abscesos Crónicos

Ubicados comúnmente en el área central o en el área de la sub-areola. Pueden tener bordes no muy definidos (Figura 1.16). Generalmente son anecogénicos o presentan ecos internos de bajo nivel.

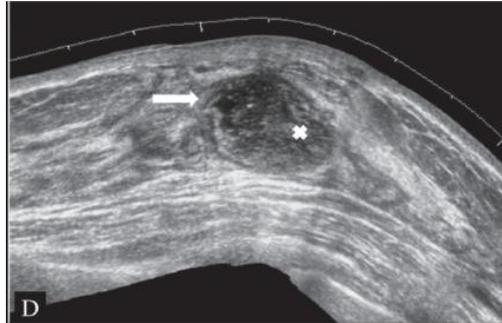


Figura 1.16. Abscesos crónicos. Fuente [27].

### 1.7.2.3. Displacia Mamaria

En las primeras etapas pueden ser o no visibles al US, aunque si es palpable. En ciertas áreas el parénquima se torna un poco más grueso, con o sin aumento de la ecogenicidad, como se visualiza en la Figura 1.17 [27].

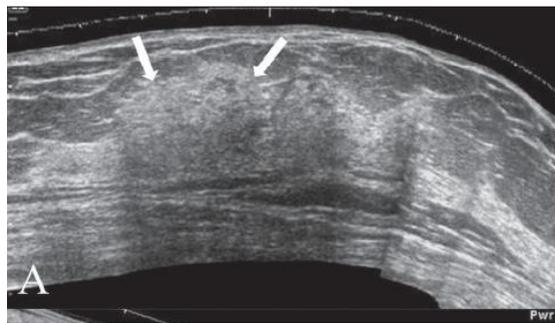


Figura 1.17. Displacia Mamaria. Fuente [27].



#### 1.7.2.4. Ectasia Ductal

Ocurre cuando los conductos mamarios se engrosan y las paredes se ensanchan, generando una obstrucción de estos y por ende una acumulación de líquidos [28]. En caso de existir restos celulares que taponen estos conductos, aparecerán como materiales ecogénicos (Figura 1.18) [27].

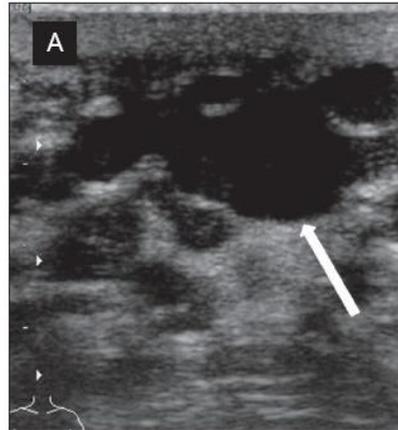


Figura 1.18. Ectasia Ductal, muestra un conducto dilatado que contiene resto de materiales, estos son señalados por la flecha. Fuente [27].

#### 1.7.2.5. Fibroadenomas

Son masas benignas que tiene una textura suave y se pueden mover fácilmente bajo la piel, tienen un tamaño aproximado de 1 a 3 cm (fibroadenomas simples), en algunas ocasiones crecen hasta alcanzar un tamaño de 5 cm [29]. Cuando los fibroadenomas son analizados con US o tienen una forma de ovalo bien definida (Figura 1.19). La textura de la capsula es homogénea e hipogénica<sup>5</sup>, comparada con el parénquima del seno, y puede haber ecos internos de bajo nivel. En algunos pacientes la masa será hiperecogénica<sup>6</sup> o isoecogénica<sup>7</sup>.

<sup>5</sup> Tejido que refleja menos cantidad de ondas respecto al tejido circundante, se visualiza con un color más oscuro tendiendo al negro.

<sup>6</sup> Tejido que refleja más ondas de US y se ve más brillante en las imágenes.

<sup>7</sup> Refleja la misma cantidad de ondas en comparación a otro tejido.

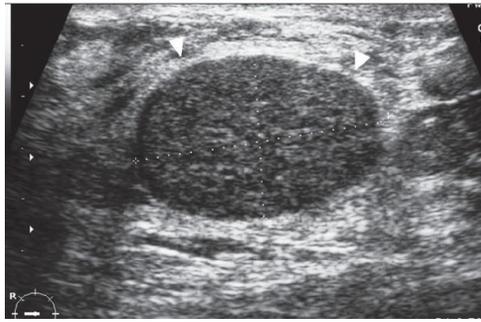


Figura 1.19. Imagen transversal Fibroadenoma. Fuente [27].

#### 1.7.2.6 Cistosarcoma Filoides<sup>8</sup>

La lesión puede involucrar todo el seno. Se revela como una masa con márgenes bien definidos y con un contenido heterogéneo produciendo ecos (Figura 1.20). Por lo general no es maligno [27].

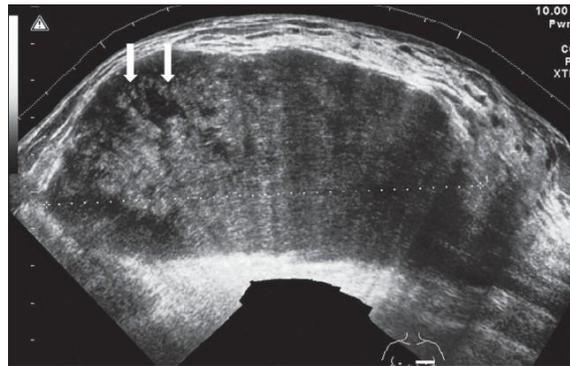


Figura 1.20. Cistosarcoma Filoides. Fuente [27].

#### 1.7.2.7. Lipoma

Es un tumor generalmente benigno y está compuesto por tejido adiposo. Suele ser bien definido y se presenta como una cápsula de paredes delgadas con una estructura ecogénica (Figura 1.21). Es un tumor suave que se deforma fácilmente por compresión [27].

---

<sup>8</sup> Similar a una hoja

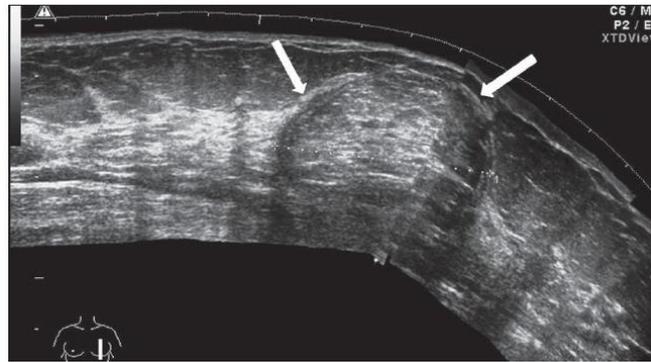


Figura 1.21. Lipoma. Fuente [27].

### 1.7.3. Criterios para clasificación de lesiones benignas

- Lesiones suaves y bien definidas.
- Tejido hiperecogénica, isoecogénica o ligeramente hipoecogénico.
- Capsula delgada ecogénica.
- Forma elipsoidal.
- Tres o menos lóbulos.

### 1.7.4. Criterios para clasificación de lesiones malignas

Comúnmente son lesiones hipoecogénicas con bordes indefinidos, por lo general más altas que anchas. Se visualizan micro calcificaciones, y pueden existir extensiones con bordes no suaves o puntudos como en la Figura 1.22.

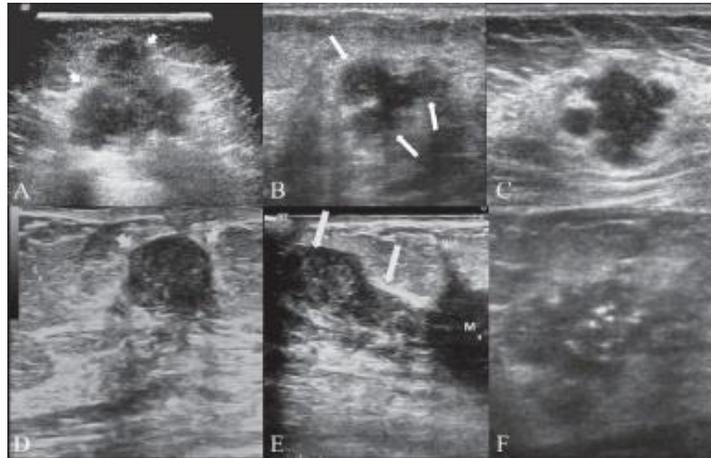


Figura 1.22. Lesiones malignas (A) Muestra un nódulo maligno típico que es más alto que ancho, con textura hipoecoica. Las puntas de flecha indican los márgenes irregulares. Fuente [27].



## CAPITULO 2: CONSTRUCCION Y EVALUACION DEL *PHANTOM*

En este capítulo se muestra la construcción de un *phantom* que simula las características elásticas y acústicas del seno humano, el cual está conformado por distintos tipos de tejidos de los cuales se imitó el tejido adiposo, ya que corresponde a la mayor parte del seno. Adicionalmente se realizan inclusiones que permiten emular la apariencia ecográfica de lesiones como quistes y fibroadenomas.

### 2.1. *Phantoms*

Actualmente los *phantoms* o cuerpos de prueba son utilizados como calibradores de equipos médicos para la toma de imágenes. En el mercado se encuentran diferentes *phantoms* especiales para realizar calibración en mamografías como se observan en la Figura 2.1 y la Figura 2.2; éstos permiten asegurar la calidad de las imágenes producidas y detectar múltiples lesiones y quistes [30].



Figura 2.1. *Phantom* de mamografía Gammex 156D. Fuente [30].



Figura 2.2. Phantom de mamografía Gammex 156. Fuente [28].

Además existen *phantoms* empleados para el entrenamiento de procedimientos de biopsias, éstos proporcionan una buena representación del tejido del pecho (Figura 2.3).



Figura 2.3. *Phantom* de mamografía Gammex 156. Fuente [28].

Según [31], los *phantoms* para US son cuerpos de prueba que cumplen la función de imitar las propiedades de los tejidos humanos. Éstos se clasifican en dos tipos, los que simulan las propiedades ultrasónicas como: VPO, coeficiente de atenuación y dispersión, entre otras. Para la elaboración de estos cuerpos, se utilizan materiales con propiedades acústicas semejantes a las de los tejidos como agar, geles de silicato de magnesio, etc. La otra clase de *phantoms* imita la apariencia ecográfica a través de volúmenes y quistes, se fabrican con materiales ecogénicos, como semillas de chía suspendidas en gelatina o polvo de carburo de silicio combinado con agar.



## 2.2. Propiedades acústicas y elásticas del tejido

Los tejidos humanos tienen características propias que influyen en la propagación de las ondas de US, en la Tabla 2.1 se mencionan los parámetros físicos (densidad) y acústicos como la VPO, Z y coeficiente de atenuación. Además se observa que la VPO en la mayoría de los tejidos es muy cercana a la del agua 1500 m/s.

<b>Tejido/Materia</b>	<b>Densidad (kg/m<sup>3</sup>)</b>	<b>Velocidad de propagación (m/s)</b>	<b>Impedancia acústica (<math>\frac{Kg}{m^2.s}</math>)</b>	<b>Coeficiente de atenuación (dB/cm) F=1Mhz</b>
<b>Hueso</b>	1.62x10 <sup>3</sup>	4080	4–7.5x10 <sup>6</sup>	13-26
<b>Cerebro</b>	1.03x10 <sup>3</sup>	1520	1.66x10 <sup>6</sup>	0,3-0,5
<b>Grasa</b>	0.92 x10 <sup>3</sup>	1450	1.33 x10 <sup>6</sup>	0,5-1,8
<b>Riñones</b>	1.040 x10 <sup>3</sup>	1560	1.62 x10 <sup>6</sup>	
<b>Hígado</b>	1.060 x10 <sup>3</sup>	1570	1.66x10 <sup>6</sup>	0,4-0,7
<b>Musculo</b>	1.070 x10 <sup>3</sup>	1540	1.70 x10 <sup>6</sup>	0,2-0,6
<b>Agua</b>	1 x10 <sup>3</sup>	1500	1.53 x10 <sup>6</sup>	0,0002
<b>Aire</b>	1.2	334	0.4 x10 <sup>3</sup>	2,76
<b>Sangre</b>	1.06x10 <sup>3</sup>	1570	1.66x10 <sup>6</sup>	0,18

Tabla 2. 1. Densidad, Velocidad e impedancia acústica en los tejidos. Fuente: modificado de [32], [33].

Según [34], en los estudios realizados sobre el cálculo del E, se estableció una aproximación de 10 kPa para el parénquima normal, 20 kPa para el músculo y 50 kPa para el tejido conectivo. En la tabla 2.2 se enseñan los diferentes valores de E



encontrados para cada uno de los tejidos que conforman el seno humano y algunas lesiones.

<b>Tejido</b>	<b>Tipo</b>	<b>E(kPa)</b>
<b>Pecho</b>	Adiposo	19
	Carcinoma ductal	25
	Glandular	33
	Fibroso	110
	Carcinoma invasivo	93

Tabla 2. 2. Características elásticas del tejido mamario. Fuente [25].

### 2.3. Materiales y producción del phantom

#### 2.3.1. Phantom que simula el tejido adiposo

Para la creación del *phantom* que simula el tejido adiposo, se emplearon diferentes materiales que permitieron emular las características ecográficas, acústicas y elásticas. Se utilizó aceite de maíz como dispersor, adicionalmente se agregó propilenglicol encargado de aumentar la velocidad de propagación del US, y finalmente para obtener una mezcla uniforme entre el aceite y la gelatina, se añadió surfactante aniónico [35].

Según [35], para lograr que la muestra tenga las características elásticas del tejido mamario, se asume un E teórico de 20kPa tomado de la Tabla 2.2, una composición líquida total de 625ml y finalmente se calcula la cantidad de gelatina necesaria con la expresión 2.1 [15].

$$C_{gelatina} = \left(\frac{E}{0.0034}\right)^{\frac{1}{2.09}} \cdot \frac{agua}{900} \text{ (g)} \quad (2.1)$$



Donde  $C_{gelatina}$  está dada en gramos, el agua en mililitros y E en kPa.

En la Tabla 2.3. Se mencionan los materiales utilizados para la producción de la muestra.

<b>Phantom</b>	<b>Rigidez</b>	<b>Propilenglicol</b>	<b>Agua destilada</b>	<b>Gelatina sin Sabor</b>	<b>Aceite de maíz</b>	<b>Surfactante aniónico</b>
<b>Tejido adiposo</b>	20kPa	21 g	300 ml	44 g	300ml	4 ml

Tabla 2. 3. Materiales para la elaboración del *phantom* que emula el Tejido adiposo.

#### *Elaboración del phantom*

1. En un vaso de precipitados de 1 litro, se preparó una solución de propilenglicol a temperatura ambiente de 21°C y 300 ml de agua desionizada.
2. Se añadió lentamente 44 g de gelatina sin sabor al vaso de precipitados y se mezcló la solución hasta que no hubo ninguna aglutinación.
3. Se cubrió el vaso con policloruro de vinilideno y se hizo un pequeño agujero en éste.
4. Dentro de un recipiente metálico con agua caliente, se colocó el vaso de precipitados hasta que la gelatina alcanzó una temperatura de 90°C y se tornó transparente, se eliminaron las burbujas.
5. Se retiró el vaso de gelatina del recipiente con agua caliente y se sumergió en un baño de agua fría hasta que la gelatina alcanzó una temperatura de 50°C.
6. Mientras se enfriaba la gelatina (paso 5), en un vaso de precipitados se calentaron 350 ml de aceite de maíz a 50°C.



7. Se añadieron 242 ml de la solución de gelatina fundida al aceite de maíz a 50°C, posteriormente se adicionaron 4ml de surfactante aniónico y se mezcló hasta que el aceite se integró con la gelatina y quedó una sustancia blanca y homogénea.
8. La mezcla se enfrió en un baño de agua fría a 40°C y se añadieron lentamente 2.5 ml de formol.
9. La emulsión se enfrió hasta 34°C, se vertió en un molde de silicona y posteriormente fue refrigerado durante 8 horas.

En la Figura 2.4, se observa el resultado final del *phantom* elaborado.



Figura 2.4. *Phantom* que simula un tejido adiposo. Fuente [Propia].

### 2.3.2. Inclusiones

Con el objetivo de imitar algunas masas que se pueden encontrar en la mama, se realizan dos tipos de inclusiones, las cuales simulan un quiste y un fibroadenoma.

Con base en el documento [3], los quistes fueron realizados con globos de látex llenos de agua (Figura 2.5), ya que este líquido permite emular propiedades anecogénicas.



Figura 2.5. Inclusión de un globo de látex utilizado para simular un quiste mamario. Fuente [Propia].

En la fabricación de los fibroadenomas se utilizó la receta tomada de [36]. Para el cálculo de la cantidad de gelatina se utilizó la ecuación 2.1 donde se asumió un E teórico de 30kPa. La composición líquida total fue de 62.6ml. En la Tabla 2.4, se describen los materiales.

<b>Phantom</b>	<b>Rigidez</b>	<b>Agua desionizada</b>	<b>Gelatina sin Sabor</b>	<b>Etanol</b>
<b>Fibroadenoma</b>	30kPa	32.6ml	5.37g	30ml

Tabla 2. 4. Materiales para la elaboración del *Phantom* de un Fibroadenoma

Procedimiento para la fabricación del *phantom* de un fibroadenoma [36]:

1. Hacer una solución con el agua destilada y la gelatina en un vaso de precipitados.
2. Calentar la mezcla hasta los 80°C y mover constantemente para evitar aglutinaciones.
3. Remover el vaso de precipitados del calor y agregar etanol.
4. Finalmente dejar enfriar y verter la solución dentro de una bomba de látex.



En la Figura 2.6 se observa la inclusión que simula un fibroadenoma, el cual tiene de diámetro 2.5 cm.



Figura 2.6. Inclusión que simula un fibroadenoma. Fuente [Propia].

### 2.3.3. *Phantom* de un tejido adiposo con inclusiones

Para lograr que las inclusiones permanezcan en el centro de la muestra se hizo una capa delgada de la receta utilizada para el tejido adiposo y se dejó solidificar, posteriormente se agregan las inclusiones como se puede observar en la Figura 2.7. Finalmente se vierte el resto de la mezcla sin dejar que las inclusiones floten.

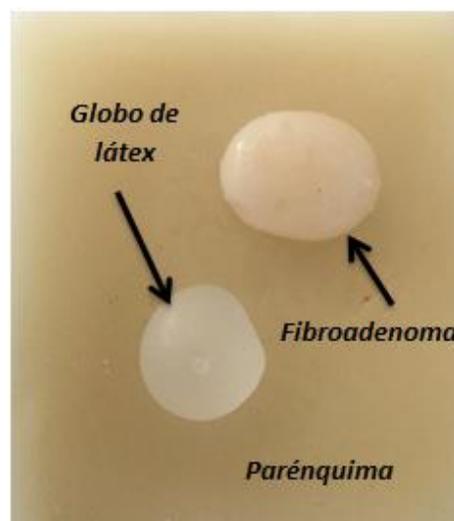


Figura 2.7. Phantom con inclusiones. Fuente [Propia].



## 2.4. Resultados

### 2.4.1. Resultados ecográficos

Para corroborar que el *phantom* producido cumplía con las características ecográficas esperadas, se realizó una ecografía con el dispositivo Aquila pro mostrado en la Figura 2.8.



Figura 2.8. Ecógrafo Aquila pro. Fuente [Propia].

La Figura 2.9.A corresponde a la ecografía del fibroadenoma. La Figura 2.9.B es la ecografía del globo con agua que simula un quiste mamario. Al observar las imágenes obtenidas se puede comprobar que tanto el *phantom* como las inclusiones fabricadas son aproximadas a las características ecográficas del tejido adiposo, quiste y fibroadenoma.

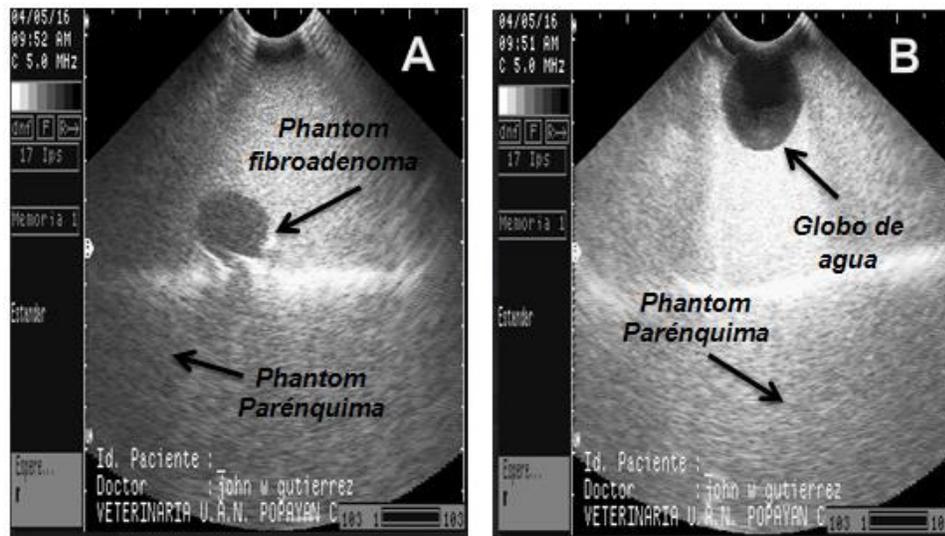


Figura 2.9. (A). Ecografía del *phantom* con la inclusión que emula un fibroadenoma. (B). Ecografía del *phantom* con la inclusión de un globo de látex con agua. Fuente [Propia].

En la Figura 2.10. Se hace una comparación de ecografías realizadas con un equipo médico a un fibroadenoma y quiste reales extraídas de una referencia bibliográfica [27] con las imágenes en modo B obtenidas en el laboratorio. Se observa que tanto el tejido adiposo real como el emulado tienen propiedades ecogénicas, de igual forma las imágenes en modo B del quiste tienen características anecogénicas y las imágenes de los fibroadenomas presentan propiedades hipoecogénicas, lo que permite establecer un resultado acertado en cuanto a la imitación de propiedades ecográficas del tejido adiposo y de posibles lesiones en el tejido mamario.

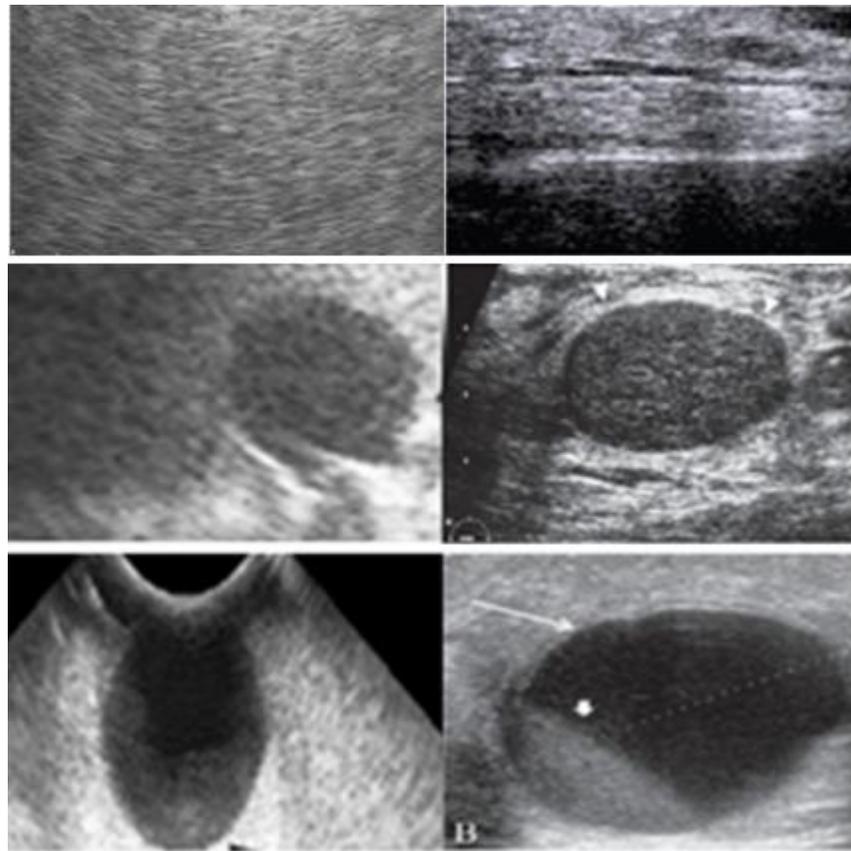


Figura 2.10. Comparación visual de propiedades ecográficas entre lesiones emuladas y reales tomadas de la referencia bibliográfica [27] .Fuente [Propia].

#### 2.4.2. Resultados acústicos

Para evaluar propiedades acústicas del *phantom* construido se halló la VPO, coeficiente de atenuación y Z.

##### ***Velocidad de propagación***

La VPO en el *phantom*, se calculó con la expresión (2.2):

$$v = \frac{2d}{tv} \quad (2.2)$$

Dónde:

*d*: Alto del *phantom* (0.05 metros)



$t_v$ : Tiempo de vuelo de la onda: Tiempo que tarda en llegar un eco desde la transmisión del pulso de US.

Para hallar el tiempo de vuelo en el *phantom*, se hizo uso de la función “*Time difference Between X1 and X2*” en el menú *cursor* que ofrece el osciloscopio, realizando una diferencia entre un punto A (inicio del pulso) hasta un punto B (eco de la placa reflectora). El tiempo de vuelo adquirido fue de 69 microsegundos tal como lo muestra el panel del osciloscopio en la Figura 2.11.

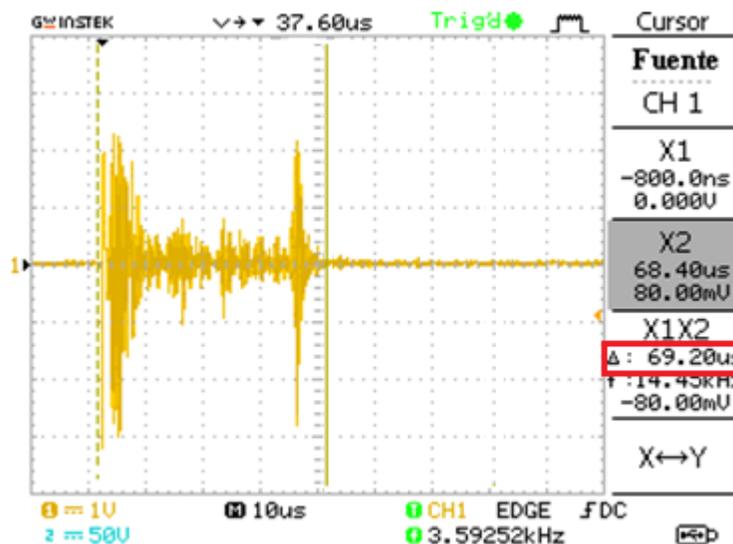


Figura 2. 11. Tiempo de vuelo en el *phantom*. Fuente [Propia].

Después de reemplazar los valores correspondientes en la ecuación (2.2), se halló que la VPO en el tejido adiposo fue de 1449 m/s.

### **Coeficiente de atenuación**

El coeficiente de atenuación se calculó con la expresión (1.5), donde se tomó la amplitud del pulso de referencia y la amplitud a 5 cm de distancia, la cual corresponde a la altura del *phantom* elaborado como se observa en la Figura 2.12. El valor del coeficiente de atenuación obtenido fue de 1,1335 dB/cm.

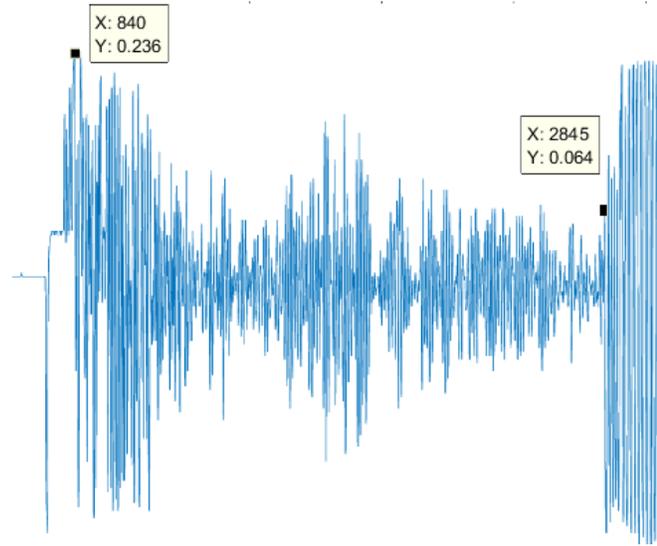


Figura 2. 12. Amplitudes para hallar el coeficiente de atenuación. Fuente [propia]

### Impedancia acústica

Para el cálculo de  $Z$ , Inicialmente se encontró el volumen del cuerpo por medio del método de Arquímedes, en la Figura 2.13 se observa que el valor del volumen obtenido es de 200ml lo que equivale a  $0,000200m^3$

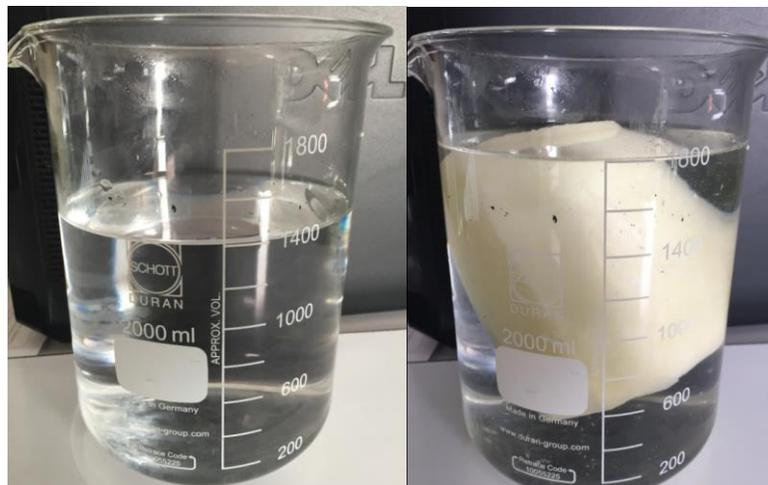


Figura 2. 13. Cálculo del volumen del *phantom*. Fuente [Propia].



La masa total del *phantom* es de 0.422 Kg como se observa en la Figura 2.14



Figura 2. 14. Masa del Phantom. Fuente [Propia].

Después de tener los valores de la masa y el volumen del cuerpo, se calculó la densidad con la ecuación (2.3):

$$p = \frac{m}{Vol} \quad (2.3)$$

Dónde:

m: masa del cuerpo: 0.422 Kg.

Vol: volumen del cuerpo:  $0,000200m^3$

La densidad encontrada fue de 2110 ( $kg/m^3$ )

Finalmente, para realizar el cálculo de Z del phantom se utilizó la expresión (1.5)

$$Z = pv \quad (1.5)$$

Dónde:

p: densidad del medio:  $2110 Kg/m^3$

v: velocidad de propagación de la onda en el phantom:  $1449 m/s$

La impedancia acústica obtenida fue de  $3.044.730 Kg/m^2s$



En la Tabla 2.5 se realiza la comparación de los parámetros acústicos del tejido adiposo emulado y real tomado de la Tabla 2.1, donde se puede corroborar que la VPO y el coeficiente de atenuación del *phantom* elaborado son aproximados al tejido adiposo real, aunque la impedancia acústica está un poco distante del valor real.

<b>Parámetro acústico</b>	<b>Phantom que</b>	
	<b>emula un tejido adiposo</b>	<b>Tejido adiposo</b>
VPO (m/s)	1449	1450
Coeficiente de atenuación (dB/cm)	1,1335	0,5-1,8
Impedancia acústica ( $\frac{Kg}{m^2.s}$ )	$3.044730 \times 10^6$	$1.33 \times 10^6$

Tabla 2. 5. Comparación de las características acústicas. Fuente [Propia]

### 2.4.3. Resultados Elásticos

Para el cálculo del módulo de Young, se utilizan dispositivos que sean capaces de calcular la fuerza que se está aplicando sobre un cuerpo, a partir del cual encontrarlo. Existen equipos como el TA.XT (Figura 2.15) que es un analizador de texturas capaz de medir la fuerza aplicada sobre un material, e incluso la misma elasticidad.

Para realizar este tipo de medida se requiere de equipos de precisión no disponibles en este trabajo. Por limitaciones del tiempo disponible no se ha podido hacer un esfuerzo mayor para intentar obtener un resultado experimental del



módulo de Young del phantom construido, impidiendo verificar si el valor teórico asumido con la expresión 2.1 permitía obtener las características elásticas deseadas.



Figura 2. 15. Texturizador TA.XT. Fuente [37].

Observando los resultados obtenidos en este capítulo se da por cumplido uno de los objetivos específicos planteados, que es la construcción de un *phantom* con propiedades elásticas, acústicas y ecográficas similares al tejido mamario, que permite investigar acerca de la detección de lesiones simuladas, usando un equipo de ultrasonido.



## **CAPITULO 3: ADQUISICION DE DATOS Y ELABORACION DE IMÁGENES**

En este capítulo se presentan los materiales y montajes que permitieron la construcción de un sistema de adquisición de datos (DAS) y los resultados obtenidos con él. Además, se da a conocer la configuración y conexión de los equipos junto con una descripción de los algoritmos utilizados.

### **3.2. Materiales y equipos**

El criterio de elección de los equipos radica en la disponibilidad de los mismos, además de la dependencia entre ellos; debido a factores como la frecuencia, compatibilidad, rapidez, entre otros. Se tuvo en cuenta el uso de un equipo industrial de US con el fin de concluir acerca de su viabilidad para caracterizar elasticidad. Inicialmente se exploró el uso de la tarjeta de US de Texas Instruments (TX\_SDK\_V2), lo cual presentó complicaciones ya que necesitaba un sistema de alimentación complejo no disponible. Esta exploración demandó gran cantidad de tiempo destinado a otras actividades motivo por el cual se optó por otro equipo.

Es importante recalcar que los equipos utilizados junto con el laboratorio para la realización de la etapa de pruebas fueron suministrados por la universidad Antonio Nariño (UAN) de Popayán específicamente en el laboratorio de acústica del programa ingeniería biomédica.



### **3.2.1. Emisor de pulsos 5072PR**

Es un equipo emisor-receptor de US, se controla manualmente y es utilizado para aplicaciones convencionales y de alta frecuencia, cuenta con un ancho de banda de 35MHz (-3dB); en la Figura 3.1 se muestra este equipo. Los emisores-receptores Parametrics, junto con un transductor apropiado y un osciloscopio analógico o digital, constituyen la base de todo sistema de ensayos por US [38].



Figura 3. 1. Emisor de pulsos 5072PR. Fuente [38].

Tienen un modo de operación de Transmisor/Receptor (Tx/Rx) el cual es utilizado para la toma de datos. En la Tabla 3.1, se muestran las características del emisor y el receptor respectivamente.



<b>Emisor</b>	
<i>Impulso inicial</i>	<b>Negativo</b>
<i>Tiempo de subida del impulso</i> (10% a 90%)	<b>Típico de 5 ns, 10 ns máx.</b>
<i>Tensión del impulso</i> (sin carga):	<b>-360 V</b>
<i>Energía del impulso</i>	<b>13 <math>\mu</math>J, 26 <math>\mu</math>J, 52 <math>\mu</math>J ó 104 <math>\mu</math>J</b>
<i>Amortiguamiento</i>	<b>15 <math>\Omega</math>, 17 <math>\Omega</math>, 20 <math>\Omega</math>, 25 <math>\Omega</math>, 36 <math>\Omega</math>, 50 <math>\Omega</math>, 100 <math>\Omega</math> ó 500 <math>\Omega</math></b>
<i>Ancho del impulso</i>	<b>No disponible</b>
<i>PRF externa</i>	<b>0 kHz a 6 kHz</b>
<i>Sincronización del impulso de salida</i>	<b>3 V en 50 <math>\Omega</math></b>
<i>Entrada del disparador externo</i> (en serie con 10 k $\Omega$ )	<b>2,4 V en 1000pF</b> <b>Ancho del impulso mínimo de 200 ns</b>
<b>Receptor</b>	
<i>Ancho de banda máximo</i> (-3 dB, impedancia de carga de 50 $\Omega$ )	<b>1 kHz a 35 MHz</b>
<i>Ganancia de tensión</i>	<b>0 dB a 59 dB, en incrementos de 1 dB (impedancia de carga = 50 <math>\Omega</math>)</b>
<i>Atenuación</i>	<b>0 dB a 59 dB, en incrementos de 1 dB (impedancia de carga = 50 <math>\Omega</math>)</b>
<i>Filtro paso alto</i>	<b>1 kHz (salida) ó 1 MHz</b>
<i>Filtro paso bajo</i>	<b>35 MHz (salida) ó 10 MHz</b>
<i>Ruido</i>	<b>Típico 70 <math>\mu</math>V pico-pico, con</b>



---

	<b>respecto a la entrada; ancho de banda = 35 MHz</b>
Resistencia de entrada (transmisión directa)	<b>Margen lineal = 500 <math>\Omega</math></b>
Impedancia de salida	<b>Margen lineal &lt; 100 <math>\Omega</math></b>
Energía máxima en la entrada	<b>50 <math>\Omega</math></b>
	<b>400 mW</b>

---

Tabla 3. 1. Especificaciones Emisor de pulsos 5072PR. Fuente [38].

### 3.2.2. Transductor FUNBEC 163627H

Es un transductor de contacto directo, su frecuencia central de operación es de 5Mhz y tiene un diámetro de 6 mm; se muestra en la Figura 3.2.



Figura 3. 2. Transductor FUNBEC 163627H. Fuente [Propia].

### 3.2.3. Osciloscopio Instek GDS 1102-A

Para la elección de este equipo como herramienta de visualización, adecuación y adquisición de la señal de estudio, se tuvo en cuenta la necesidad de tener una frecuencia de muestreo de al menos 10Mhz, este criterio está determinado por el teorema de muestreo de Nyquist, el cual dice que para la reconstrucción de una



señal analógica es necesario que la tasa de muestreo sea mayor al doble de la frecuencia de la señal transmitida, que en este caso es de 5Mhz según el transductor utilizado. [39]

El GDS-1102A-U de la serie INSTEK GDS-1000A-U, es un osciloscopio digital con altas capacidades de memoria, diferentes frecuencias de muestreo y compatibilidad; se muestra en la Figura 3.3.

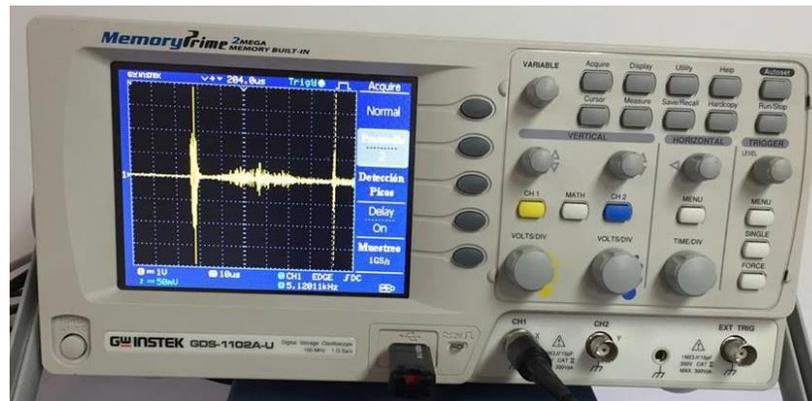


Figura 3. 3.Osciloscopio Instek GDS 1102-A. Fuente [Propia].

Las principales características que presenta esta unidad se encuentran detalladas en la Tabla 3.2:

<b>Características principales de GDS-1102A-U</b>		
<b>Vertical</b>	Canales	2
	Sensibilidad	2mV/div ~ 10V/div.
<b>Horizontal</b>	Rango	1ns/div ~ 50s/div.
	Modo	MAIN, WINDOW, WINDOW ZOOM, ROLL, X-Y.
<b>Adquisición</b>	Tasa de muestras tiempo real	
	Tasa de muestras tiempo equivalente	1GSa/s máximo
	Resolución vertical	25GSa/s máximo



	Tamaño para grabación	8 Bits
	Modo de adquisición	2Mega puntos máximo Normal, Detección picos, promedio.
<b>Interfaz</b>	USB Device	Soporta USB1.1 & 2.0, compatible con impresora, control remoto desde un PC.
	USB Host	

Tabla 3. 2. Características principales de GDS-1102A-U [30]

Según la tabla 3.4, una de las características más notables es la tasa de muestras o frecuencia de muestreo, que puede ser ajustada manipulando el rango horizontal del osciloscopio según la necesidad [40]. Este ajuste o relación se describe en la Figura 3.4.

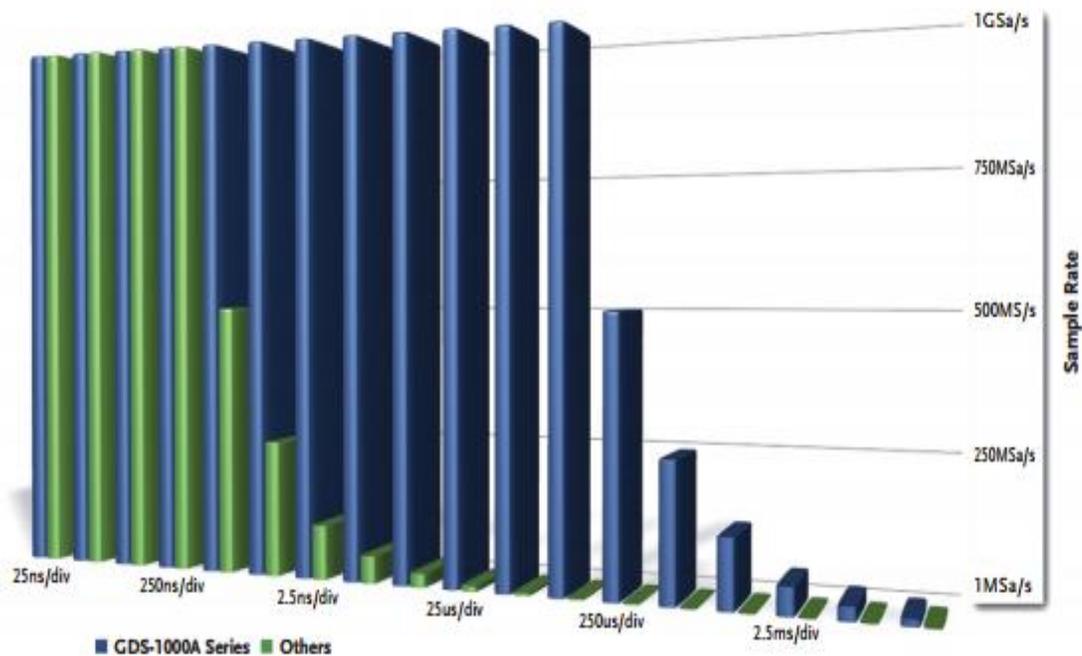


Figura 3. 4. Tasa de muestreo del osciloscopio. Fuente [33]



### 3.2.4. Sistema de compresión uniforme sobre el *phantom*

Para realizar el estudio de las características elásticas en el *phantom*, fue necesario diseñar un sistema que permitiera hacer una presión uniforme sobre la muestra, éste consta de una placa metálica de dimensiones 15cmx20cm ubicada en la base, en cada vértice de ésta se ubica una barra metálica, por donde se desplaza una lámina de acrílico de 2mm de espesor, la cual es encargada de ejercer presión sobre el *phantom*, gracias al ajuste manual de las tuercas de las barras metálicas como se observa en la Figura 3.5.

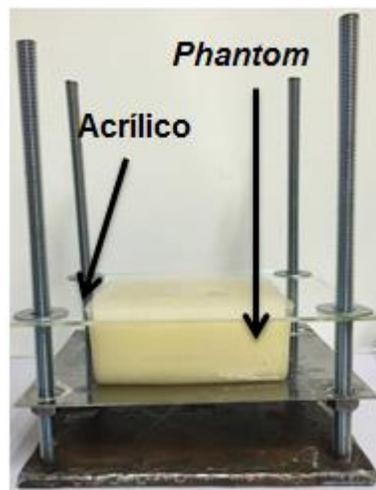


Figura 3. 5. Sistema compresor. Fuente [Propia].

### 3.3. Sistema de adquisición y posicionamiento automático de un transductor de US

Es usual encontrar arreglos de transductores que facilitan el proceso de elaboración de imágenes, así se tiene un mayor número de canales junto con una mejor resolución de imagen en tiempo real. Al trabajar con un equipo industrial y un solo transductor, se debe barrer cierta longitud como lo haría un arreglo, es por



esto que se realizó un sistema completo de adquisición y posicionamiento automático de un transductor de US.

### **3.3.1. Sistema de adquisición**

Se debe tener en cuenta que el osciloscopio ofrece dos modos de adquisición y almacenamiento de la señal de estudio. El primero lo hace de forma remota usando el software Freewave, el cual es el programa proporcionado por los fabricantes del equipo. El segundo modo se realizó pensando en el acople entre el sistema de posicionado y de adquisición, trabaja sobre una memoria USB Flash conectada directamente sobre el osciloscopio para almacenamiento de datos, y un algoritmo en MATLAB® (MathWorks Inc., EUA) para el control remoto de ambos sistemas, este fue el modo utilizado y su implementación se muestra en la Figura 3.6.

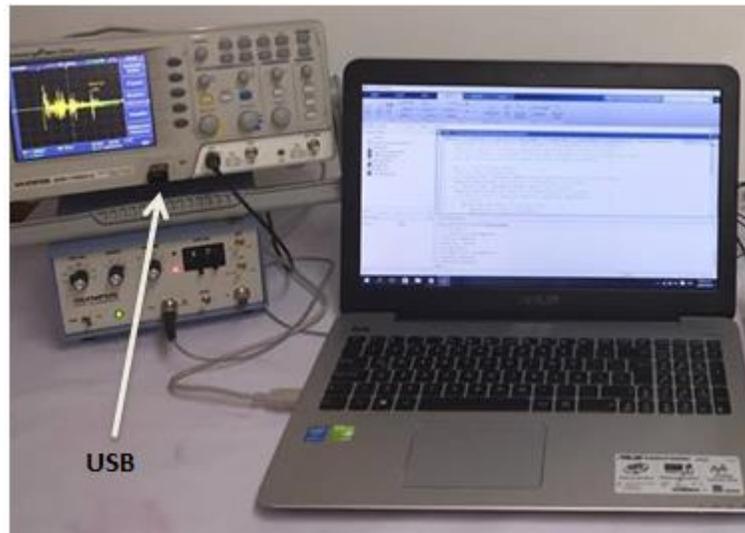


Figura 3. 6. Sistema de adquisición. Fuente [Propia].

Para realizar el montaje y puesta en marcha del sistema de adquisición, se realizó primero la descarga e instalación del driver o controlador del osciloscopio GDS-1102A-U, que se encuentra en la página de descargas de INSTEK [40]; con el fin de permitir la comunicación serial.



Al terminar la descarga se obtuvo una carpeta con el nombre *dso\_vpo\_v108*, luego se conectó el osciloscopio al computador por medio del cable USB tipo B o cable de impresora y se abrió el asistente de instalación del controlador, siguiendo correctamente todos sus pasos se actualizó el controlador. En algunos equipos el asistente de instalación de controlador no se abre de manera automática, por lo cual se debe realizar de forma manual.

### 3.3.1.1. Montaje experimental del sistema de adquisición

El sistema de adquisición consta de: un transductor, el equipo de US OLYMPUS 5072PR, el osciloscopio GDS-1102A-U y un computador (PC) con un software de adquisición y procesamiento; lo anterior se ilustra mediante el diagrama de la Figura 3.7.

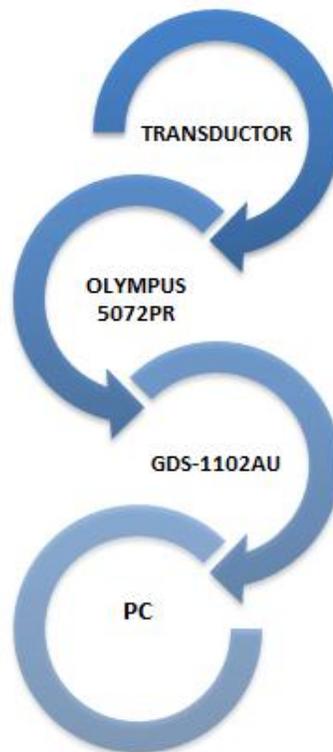


Figura 3. 7. Diagrama del sistema de adquisición. Fuente [Propia].

### 3.3.2. Sistema de posicionamiento automático de un transductor

Para la toma de datos fue necesario utilizar un sistema de posicionamiento automático, con el objetivo de que el transductor utilizado hiciera movimientos más exactos y pequeños sobre el *phantom* estudiado; este sistema consta de un carril por donde se desplaza el transductor de derecha a izquierda, el movimiento es controlado por un motor paso a paso, el cual sigue las instrucciones enviadas desde Matlab; cada vez que el posicionador da un paso se desplaza 0.08 cm sobre la muestra, en la Figura 3.8 se observa el diagrama del sistema de posicionamiento.

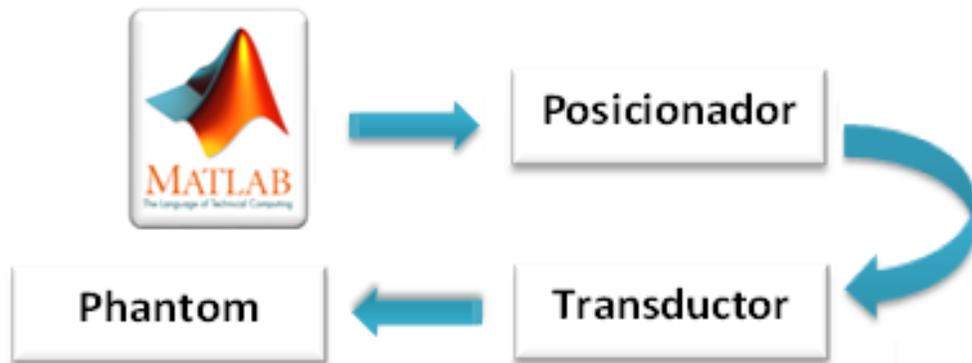


Figura 3. 8. Diagrama del sistema de posicionamiento. Fuente [Propia].

El número de pasos que debe efectuar el sistema de posicionamiento y el tiempo transcurrido entre paso y paso son controlados por un algoritmo ejecutado en Matlab, que a su vez es conectado con la plataforma arduino, que está encargada de enviar señales para excitar cada una de las bobinas del motor y de esta manera lograr su movimiento, en la Figura 3.9 se observa el montaje experimental del sistema de posicionamiento automático del transductor.

El montaje del sistema posicionador utilizado fue suministrado por la UAN, en el Anexo A se encuentra el algoritmo correspondiente al posicionamiento del transductor.

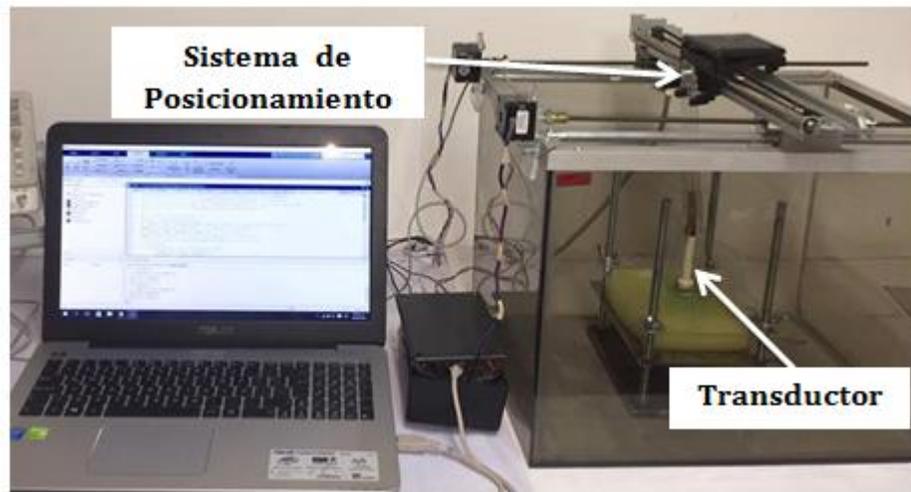


Figura 3. 9. Sistema de Posicionamiento automático del transductor. Fuente [Propia].

### 3.4. Algoritmo de adquisición y posicionamiento

Por cada posición del transductor, se realiza un proceso de emisión del haz de US y recepción de los ecos. Cada señal de ecos muestreada y almacenada para una posición del transductor recibe el nombre de una línea de RF que se almacena como un vector de datos digitales. Al desplazar la posición del transductor en la dirección lateral, por cada posición se captura una nueva línea de RF. Al organizar el conjunto de vectores en una matriz de dos dimensiones, una columna por cada línea de RF, se obtiene lo que se denomina un marco de RF.

Se realizó un algoritmo en el programa Matlab capaz de adquirir 4.000 muestras por línea de RF de manera automática, con lo que, si se toman 10 posiciones del transductor, el marco de RF tendrán 40.000 muestras organizados en 10 columnas; cada columna se guarda en un archivo de tipo “CSV” (delimitado por comas) en la memoria USB flash y la información de cada una se representa en la Figura 3.10.



El espacio de memoria que ocupa cada archivo no supera los 100 KB, así, dependiendo del número de posiciones que se desee tomar, se debe utilizar una memoria USB Flash que tenga un espacio adecuado.

	A	B	C
1	Memory Length,4000,		
2	Trigger Level,0.00000e+00,		
3	Source,CH1,		
4	Probe,0.5X,		
5	Vertical Units,V,		
6	Vertical Scale,2.50000e-01,		
7	Vertical Position,1.20000e-01,		
8	Horizontal Units,S,		
9	Horizontal Scale,1.00000e-05,		
10	Horizontal Position,1.5680000e-04,		
11	Horizontal Mode,Main,		
12	Sampling Period,4.00000e-08,		
13	Firmware,V1.12,		
14	Time, ,		
15	Mode,Detail,		
16	Waveform Data,		
17	7.680000e-5,-6.00e-2,		
18	7.684000e-5,-6.00e-2,		
19	7.688000e-5,-4.00e-2,		

Figura 3. 10. Archivo “CSV” de los datos tomados. Fuente [Propia].

Con el fin de obtener una imagen amplia y realizar un barrido sobre la superficie de interés del *phantom*, se adquirieron en total 35 líneas RF o pasos en el sistema de posicionamiento.

El código en Matlab que describe este sistema se encuentra en el Anexo B.

### 3.5. Conexión de elementos y puesta en marcha

Las conexiones de elementos y puesta en marcha de los sistemas y equipos descritos previamente obedecen a la Figura 3.12.

- 1) Se coloca el *phantom* en el sistema compresor.
- 2) Se coloca el medio de acoplamiento (gel de US) entre el transductor y el *phantom*.



- 3) Se ubica el transductor bajo el sistema de posicionamiento perfectamente alineado con el *phantom*; esto con el fin de disminuir la distorsión de la señal.
- 4) Se interconectan los equipos y se encienden.
- 5) Para el generador de US se realiza la siguiente configuración:
  - PRF: 100
  - Energy: 4
  - Damping: 50 adaptación
  - Ganancia: 4,7dB

La configuración se ilustra en la Figura 3.11.



Figura 3. 11. Configuración del generador de US. Fuente [Propia].

- 6) Se ajustan las escalas de visualización en el osciloscopio, para esto se ajusta la posición horizontal en 10 microsegundos para lograr una frecuencia de muestreo de 25MHz (el equipo toma 250 muestras por división).
- 7) Se ejecuta el programa de adquisición de datos en Matlab y se guarda la señal.

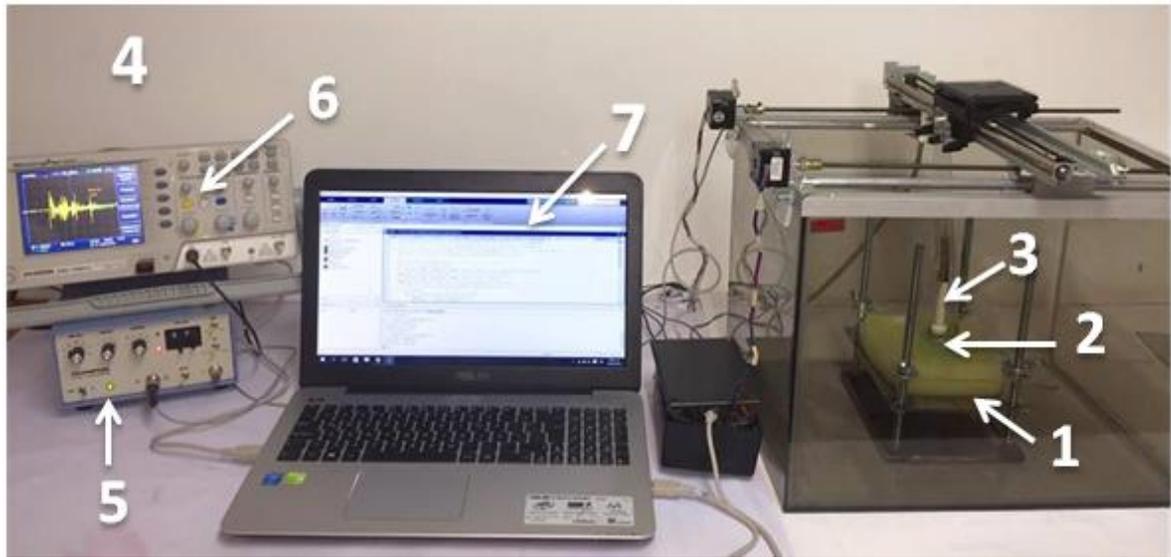


Figura 3. 12. Montaje experimental del DAS. Fuente [Propia].

### 3.6. Construcción de imágenes

Para la elaboración de la imagen en modo B del *phantom* diseñado, se utilizó las señales del marco RF obtenido y un algoritmo de creación de imágenes sobre el programa Matlab. Para su realización, se ubicó el archivo en la misma carpeta de las señales RF y se ejecutó.

#### 3.6.1. Conceptos teóricos

Como se mostró en la Figura 1.8, cada cambio de impedancia que experimenta el haz de ultrasonido al atravesar el medio, produce un eco que se registra como una onda con valores positivos y negativos. La información acerca de qué tan atenuado resulta el eco (que depende de la capacidad de absorción del medio) está en la envolvente de los ecos, donde su amplitud está relacionada directamente con la intensidad del eco reflejado. La transformada de Hilbert permite la extracción de la envolvente de una señal [41] [42].



La transformada de Hilbert  $\hat{R}(t)$  de una función en el tiempo  $R(t)$ , que en este caso corresponde a las señales de RF en estudio, se define a través de la expresión (3.1):

$$\hat{R}(t) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{R(u)}{t-u} du \quad (3.1)$$

La amplitud instantánea o envolvente  $E(t)$  se halla mediante el módulo de la señal  $R(t)$  como se observa en la ecuación (3.2) [42]:

$$E(t) = \sqrt{R(t)^2 + \hat{R}(t)^2} \quad (3.2)$$

No obstante, la envolvente detectada por este procedimiento enfatiza las señales de mayor amplitud, mientras que disminuye las señales de menor amplitud, por lo cual se requiere de un filtro adicional tipo *log* para ecualizar la señal obtenida.

### 3.6.2. Algoritmo de elaboración de imagen

El algoritmo para la construcción de la imagen en modo B fue realizado con el programa Matlab, debido a que este programa cuenta con un gran número de funciones matemáticas, transformaciones y posibilidad de trabajar fácilmente con vectores y matrices.

Para hacer aplicación de la transformada de Hilbert se usó la función `hilbert` sobre la matriz del marco RF generada previamente. Previo al paso por el filtro *log* se deben eliminar los valores negativos de la señal obteniendo el valor absoluto mediante la función `abs`,

Finalmente se utilizó la función `imagesc` para graficar el resultado y se ajustó la escala de colores a tonalidad de grises con la función `colormap('gray')`.

El algoritmo de elaboración de imagen se encuentra en el Anexo C.

### 3.6.2.1. Resultados experimentales

Después de realizar el montaje y las conexiones de la figura 3.11 y de ejecutar el algoritmo de adquisición, se obtuvo un total de 35 archivos de tipo CSV, desde el archivo DS0000.CSV hasta DS0034.CSV. Por medio de la función plot de Matlab, se obtuvo la imagen en modo A del cuerpo en estudio como se observa en la Figura 3.13 para una línea RF.

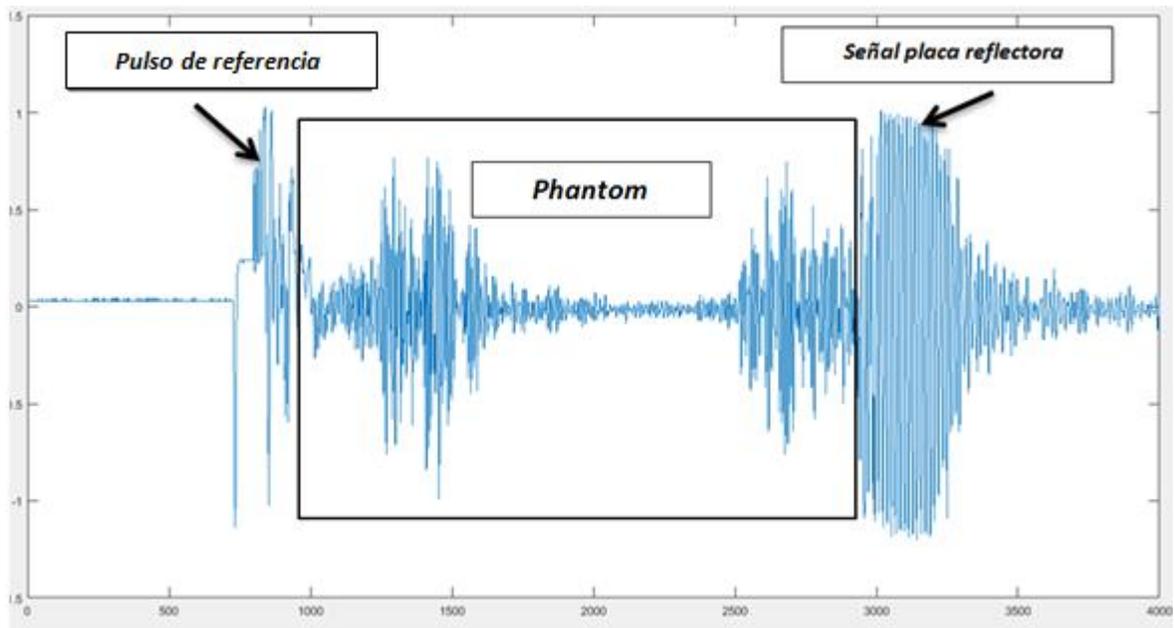


Figura 3. 13. Señal de RF modo A para una línea de RF. Fuente [Propia].

Previo a la obtención de imágenes en modo B, se obtuvo el marco RF de 35 líneas como se ve en la Figura 3.14.

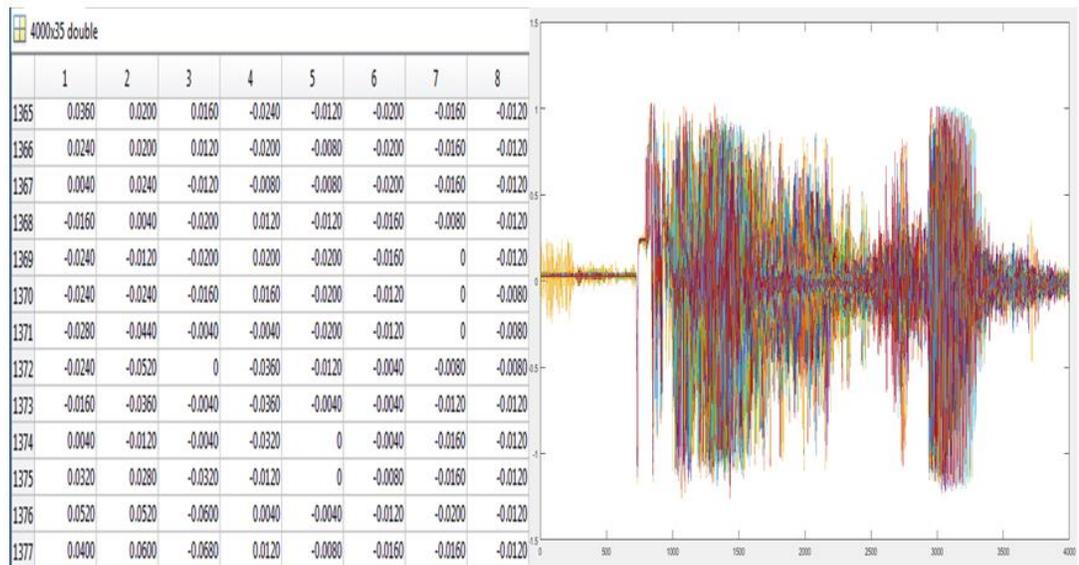


Figura 3. 14. Marco de 35 líneas RF, (A) datos obtenidos, (B) imagen modo A. Fuente [Propia].

Finalmente se generaron diferentes imágenes en modo B, representando o caracterizando un tejido adiposo y las distintas inclusiones realizadas.

### Tejido adiposo

A manera de comparación visual, en la Figura 3.15 (A) se observa una imagen en modo B obtenida del tejido adiposo tomada con un ecógrafo médico extraída de una referencia bibliográfica. La Figura 3.15 (B) corresponde a una imagen adquirida en el laboratorio con el equipo de US industrial 5072PR.

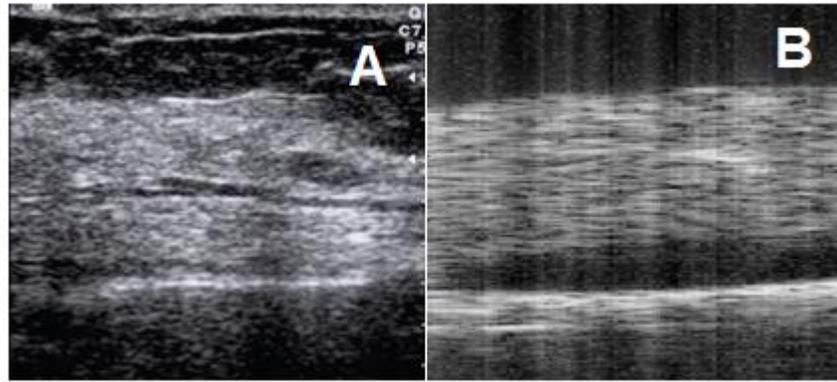


Figura 3. 15. Comparación visual del parénquima mamario con regiones de tejido adiposo. (A) Imagen con ecógrafo médico [27]. (B) Imagen del phantom que emula el tejido adiposo, tomada con el sistema construido. Fuente [Propia].

### Inclusiones

En la Figura 3.16. (A) se observa una imagen en modo B de un quiste mamario obtenida con un ecógrafo médico extraída de una referencia bibliográfica. La Figura 3.16 (B) corresponde a la imagen modo B del phantom adquirida en el laboratorio con el equipo de US industrial 5072PR, donde la inclusión que simula el quiste corresponde a un globo de látex lleno de agua.

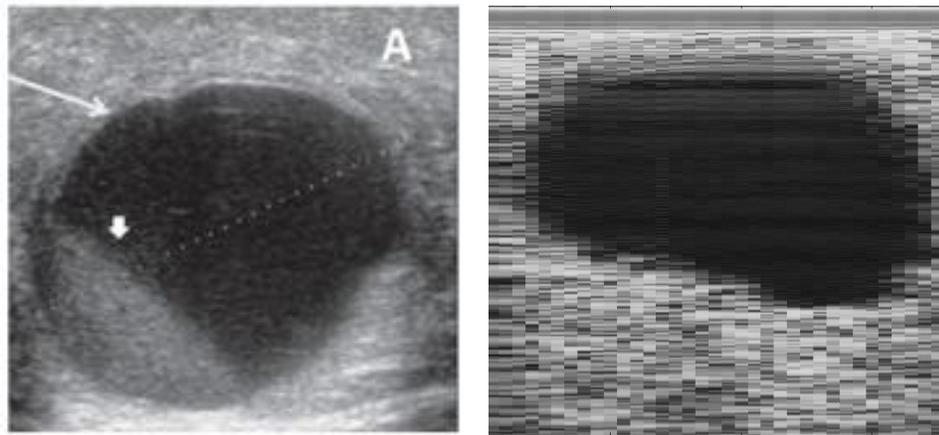


Figura 3. 16. Comparación visual de imagen modo B de un quiste mamario. (A) Imagen con equipo médico comercial [27]. (B) Imagen del phantom con un quiste emulado tomada con el sistema construido. Fuente [Propia].

En la Figura 3.17. (A) se observa una imagen en modo B de un fibroadenoma obtenida con un ecógrafo médico extraída de una referencia bibliográfica. En la Figura 3.17. (B) corresponde a la imagen del phantom adquirida en el laboratorio con el sistema construido.

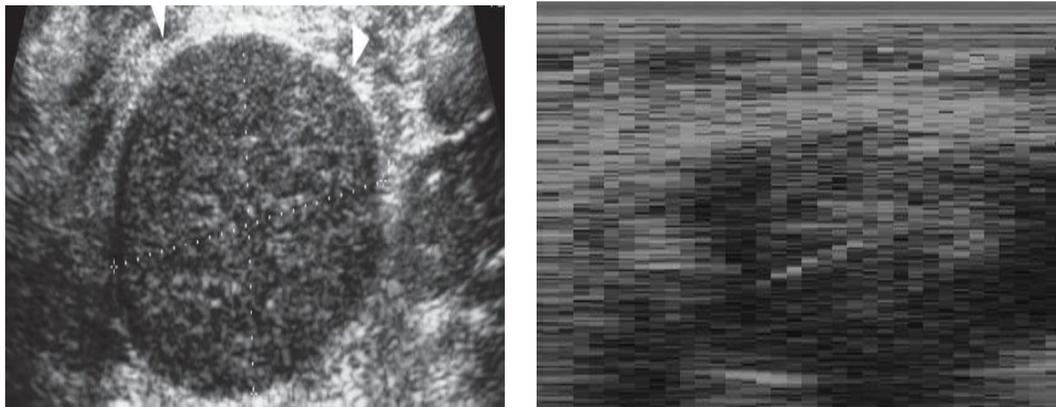


Figura 3. 17. Imagen modo B de un fibroadenoma. (A) Imagen médica [27]. (B) Imagen del phantom con un fibroadenoma emulado, tomada con el sistema construido. Fuente [Propia].



Los resultados obtenidos muestran un registro visual comparable entre las imágenes modo B generadas con el sistema construido en esta tesis para los *phantoms* diseñados; con las de situaciones médicas reales. Por esta razón, se considera cumplido el objetivo específico número 1 propuesto en el anteproyecto de esta tesis, el cual es el “diseño de un sistema hardware/software que permita obtener una imagen modo B utilizando un equipo de ultrasonido industrial de un solo transductor”.



## CAPITULO 4: ANALISIS DE CARACTERISTICAS ELASTICAS

El presente capítulo muestra el análisis de características elásticas de los *phantoms* elaboradas en el capítulo 2. Para ello se plantea la elaboración de un elastograma, tomando como referencia la técnica de elastografía cuasi estática descrita en capítulos anteriores.

### 4.1. Generación y análisis de un elastograma

Para obtener un elastograma es necesario obtener un marco RF del tejido previo a la aplicación de una compresión externa (marco de referencia) y otro marco con el tejido sometido a una compresión (marco de post compresión), con el fin de calcular la deformación relativa experimentada por el tejido y visualizarla en una imagen. Es por esta razón que se hace necesaria la construcción de un sistema de compresión que ejerza una presión uniforme sobre el cuerpo estudiado.

Como se puede observar en la Figura 4.1, el método de elastografía cuasi estática permite una caracterización general de un tejido por medio de sus propiedades elásticas, separando las regiones duras de las blandas.

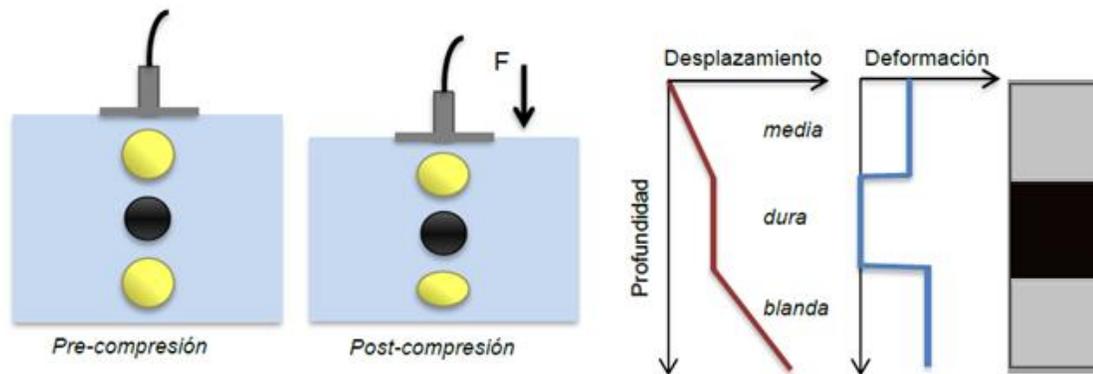


Figura 4.1 Obtención de un mapa de deformaciones a partir de desplazamientos en la muestra. Fuente [43]

#### 4.1.1. Características de un elastograma

Un elastograma se obtiene mediante un procesamiento en dos fases. En la primera fase se utiliza un algoritmo que debe calcular, los desplazamientos de cada elemento entre los marcos de referencia y de post compresión. El resultado del algoritmo de cálculo de desplazamientos es una matriz de desplazamientos relativos. La segunda fase utiliza un algoritmo que calcula la deformación relativa experimentada por el material, utilizando para ello una derivada espacial sobre la matriz de desplazamientos. La representación visual de la deformación en una escala de colores recibe el nombre de elastograma [16].

#### 4.1.2. Calculo de desplazamientos

Uno de los algoritmos utilizados para el cálculo de desplazamientos se basa en la búsqueda de bloques que utiliza como criterio de semejanza, el cálculo de la suma del cuadrado de las diferencias (SSD) entre los marcos de RF antes y después de la compresión. Sean  $r_1$  y  $r_2$  son los campos de ecos RF de pre y post compresión respectivamente, la ecuación (4.1) describe el cálculo de semejanza entre dos

bloques, uno en el marco de referencia centrado en la posición (I,J), y otro en el marco de post compresión centrado en la posición (I+u,J+v) [16].

$$SSD(u, v) = \sum_{i=-\frac{k_1-1}{2}}^{\frac{k_1-1}{2}} \sum_{j=-\frac{k_2-1}{2}}^{\frac{k_2-1}{2}} [r_2(I + i, J + j) - r_2(I + i + u, J + j + v)]^2 \quad (4.1)$$

El método de la búsqueda por bloques establece una ventana de búsqueda o kernel rectangular el cual se mueve sobre una región de interés (ROI) como se observa en la Figura 4.2, cuando dos imágenes no están fuertemente correlacionadas, la continuidad de los desplazamientos será pobre y se compromete la confiabilidad del elastograma.

Para cada posición (I, J) del centro del kernel en el marco de referencia, se calcula la función SSD al hacer un barrido del mismo kernel desplazado una posición (u,v) sobre una región de búsqueda (definida por  $-U_1 \leq u \leq U_2$  y  $-V_1 \leq v \leq V_2$ , donde  $U_1$ ,  $U_2$ ,  $V_1$  y  $V_2$  representan distancias de búsqueda hacia arriba, abajo, izquierda y derecha), también rectangular de mayor tamaño que el kernel.

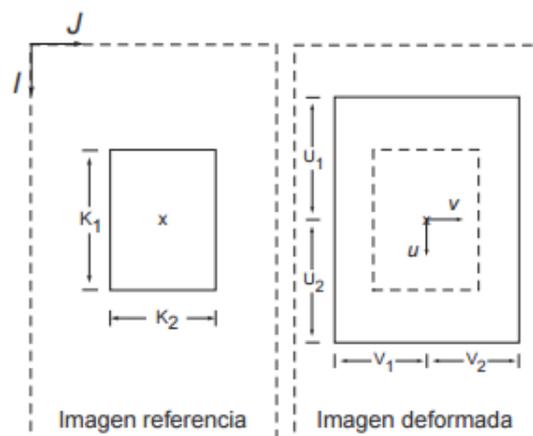


Figura 4. 2. . Definición del kernel y región de búsqueda. Fuente [16]

El segundo algoritmo utilizado (AM2D) tomado de [44], se basa en la minimización analítica (AM) de costos en las funciones implicadas en la búsqueda de ecos similares y la continuidad de los desplazamientos. Realiza la búsqueda por líneas



o columnas, donde busca los desplazamientos axiales línea por línea y penaliza los laterales cuando encuentra correlaciones bajas, es decir toma los valores cercanos a la línea anterior, esto con el fin de dar continuidad a la imagen final. Cuando se habla de 1D, se refiere únicamente a las deformaciones en dirección axial y cuando se dice 2D hace relación tanto a la deformación axial como lateral.

## 4.2. Consideraciones

Según [3], el grado de presión necesaria para obtener datos de deformación confiables no debe superar el 10% de la longitud inicial del cuerpo en estudio. Para realizar la compresión adecuada, se toman como referencia las dimensiones del *phantom* con el fin de aplicar una presión del 9% en dirección axial. Como la altura del *phantom* construido fue aproximadamente de 4,5 cm, la presión axial aplicada fue tal que el material se comprimiese 0.5 mm, lo cual se logró realizar de manera uniforme con el sistema de compresión elaborado tal como se observa en la Figura 4.3.

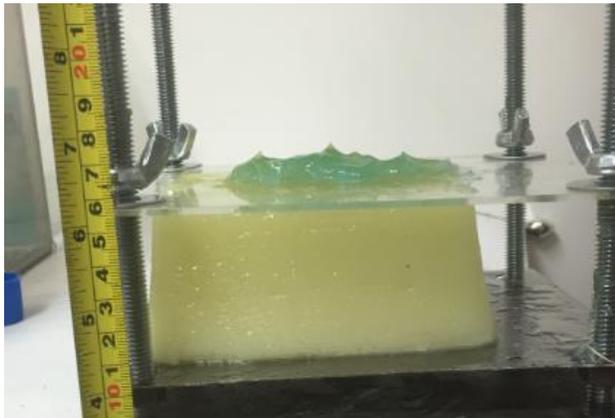


Figura 4. 3. Compresión uniforme del *phantom*. Fuente [Propia].

Para representar la resolución axial se utilizó la expresión (4.2), en la cual se empleó la VPO experimental consignada en la tabla 2.2 y la frecuencia axial como los 25 Mhz de la frecuencia de muestreo. Finalmente la resolución axial fue de



0.02886 mm. Por otro lado la resolución lateral fue de 0.8 mm usando la longitud de paso del transductor.

$$R = v/2Fa(mm) \quad (4.2)$$

Lo que se espera al ejercer una fuerza sobre la superficie de un cuerpo es que ésta se desplace en mayor cantidad en comparación a la base, lo cual se evaluará en los desplazamientos axiales generados.

La metodología y el algoritmo basado en SSD (descrito en el anexo D) para realizar el análisis de elasticidad sobre el *phantom*, fueron los mismos que ya se han utilizado en el grupo de Automática industrial descritos en [16].

Además se realizó la evaluación del algoritmo AM2D (descrito en el anexo E) junto con los datos de un *phantom* tomados de [44].

### 4.3. Metodología de trabajo

Para la obtención de resultados se realizaron pruebas con el algoritmo SSD utilizado en [16] y con el algoritmo AM2D [44].

A continuación se describe una secuencia o serie de pasos a seguir, utilizando ambos algoritmos:

1. Toma de datos pre compresión de los *phantoms* contruidos.
2. Ajuste del grado de presión que se va ejercer sobre el *phantom*.
3. Toma de datos post compresión de los *phantoms* contruidos.
4. Comparación de imágenes en modo B pre y post compresión.
5. Ejecución del algoritmo en la herramienta Matlab.
6. Obtención del mapa de desplazamientos en dirección axial.
7. Obtención del mapa de deformaciones.
8. Análisis de resultados.

De igual forma se repiten los pasos anteriores con dos marcos RF tomados de la base de datos de [44] con el fin de realizar un análisis comparativo. Estos marcos corresponden a un *phantom* con una lesión de 10 mm de diámetro que es más rígida que el resto del material [44]. Es importante resaltar que estos marcos de RF fueron generados por un arreglo lineal de aproximadamente 500 transductores.

La metodología de trabajo se describe en la Figura 4.4.

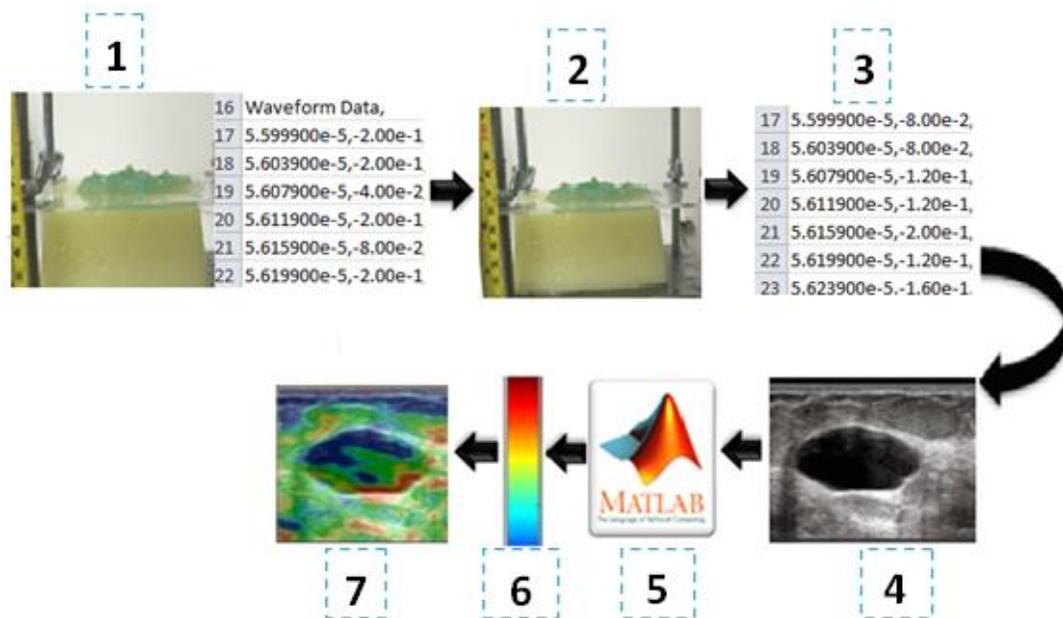


Figura 4. 4. Metodología de trabajo. Fuente [Propia].

Para analizar los resultados de deformación tanto con el algoritmo SSD como el AM2D, se utilizó una escala de colores aceptada clínicamente, que usa la gama de colores que van del azul oscuro al rojo oscuro, siendo representados con azul oscuro las regiones más rígidas y con el color rojo oscuro los materiales blandos o que se deforman fácilmente ante la compresión. Con esta escala se realizó un análisis de *elasticidad relativa* de los *phantoms* con inclusiones, el cual permite diferenciar materiales con características elásticas distintas de forma cualitativa.

#### 4.4. Resultados

Se presentan los resultados a partir de la metodología planteada, utilizando en primera instancia el algoritmo SSD con los tres cuerpos de prueba (*phantom* con quiste, fibroadenoma e inclusión rígida) y por último el algoritmo AM2D.

Inicialmente se presentan imágenes en modo A de los marcos pre y post compresión de cada uno de los *phantoms* con el fin de compararlos en su corrimiento temporal. En la Figura 4.5 se visualizan estas señales del *phantom* con quiste.

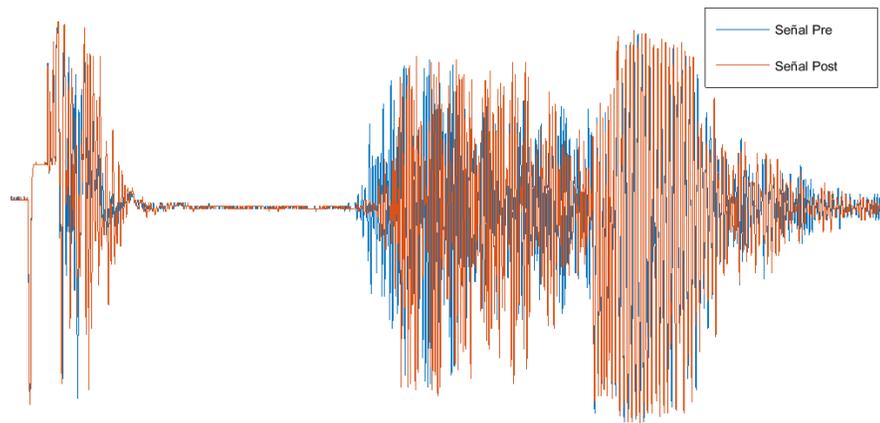


Figura 4. 5. Desplazamiento temporal entre señales pre y post compresión del *phantom* con quiste mamario. Fuente [Propia].

En la Figura 4.6 se aprecia el corrimiento entre señales del *phantom* con fibroadenoma.

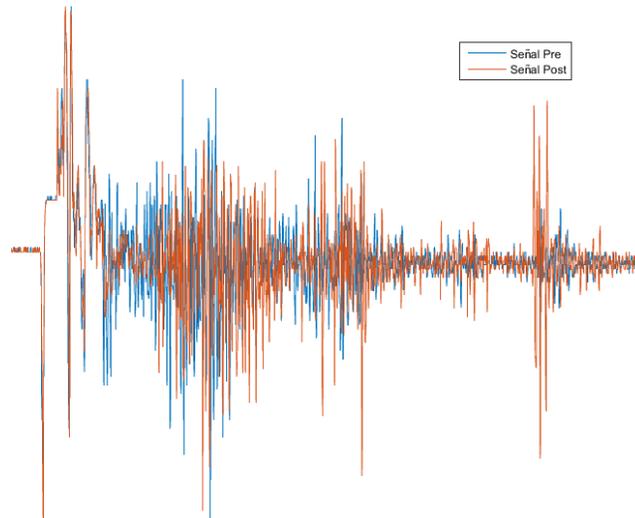


Figura 4. 6. Desplazamiento temporal entre señales pre y post compresión del *phantom* con fibroadenoma. Fuente [Propia].

La Figura 4.7 permite observar las señales pre y post compresión del *phantom* con inclusión rígida.

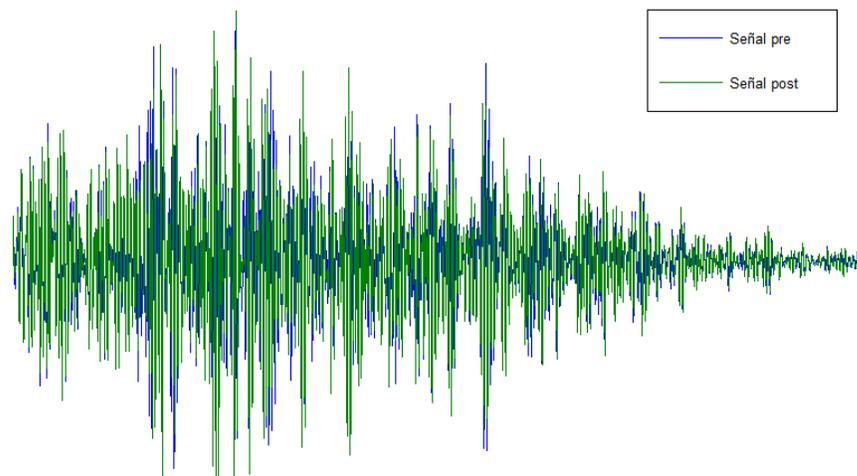


Figura 4.7. Desplazamiento temporal entre señales pre y post compresión del *phantom* con inclusión rígida. Fuente [Propia].



En las Figuras 4.5, 4.6 y 4.7 se observa un desplazamiento en el tiempo que se ve reflejado en el corrimiento hacia la derecha de la señal post compresión.

Posteriormente, se generan las imágenes en modo B de las señales pre y post compresión de cada *phantom*.

En la Figura 4.8 se observan las señales pre y post compresión en modo B del *phantom* con quiste mamario donde, de las 4000 muestras adquiridas en la dirección axial, se han recortado 2000 muestras para mostrar solo la región correspondiente a la lesión emulada y éstas junto con la resolución axial representan una escala en milímetros.

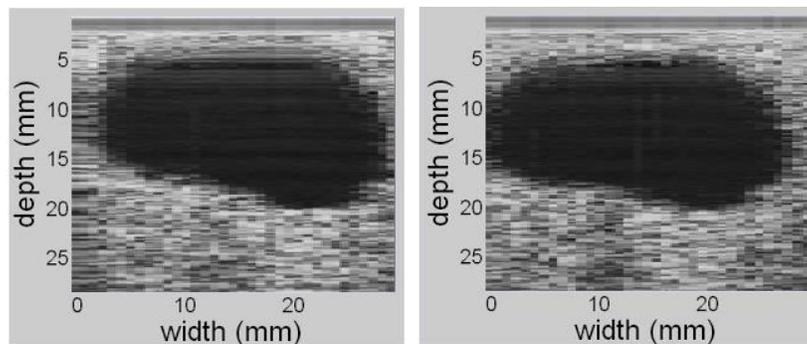


Figura 4. 8. Imágenes modo B de las señales pre y post compresión del *phantom* con quiste. Fuente [Propia].

En la Figura 4.9 se observan las imágenes en modo B de las señales pre y post compresión del *phantom* con fibroadenoma. Se tomaron 1000 datos de los 4000 adquiridos, puesto que estos eran los que correspondían únicamente al cuerpo en estudio.

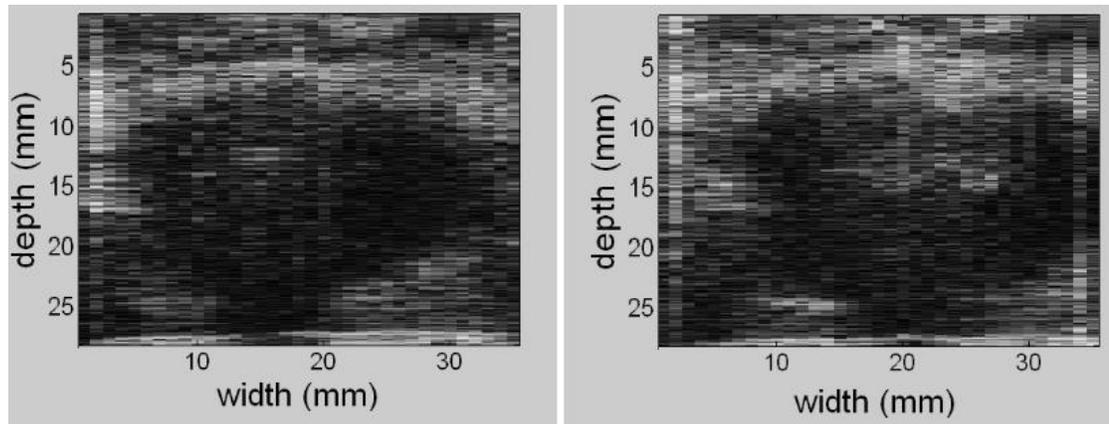


Figura 4. 9. Imágenes modo B de las señales pre y post compresión *phantom* con fibroadenoma. Fuente [Propia].

Para el *phantom* con inclusión rígida se tomaron 1700 datos, los cuales ya estaban establecidos en [44]. Las imágenes en modo B tanto de las señales RF de pre y post compresión se presentan en la Figura 4.10.

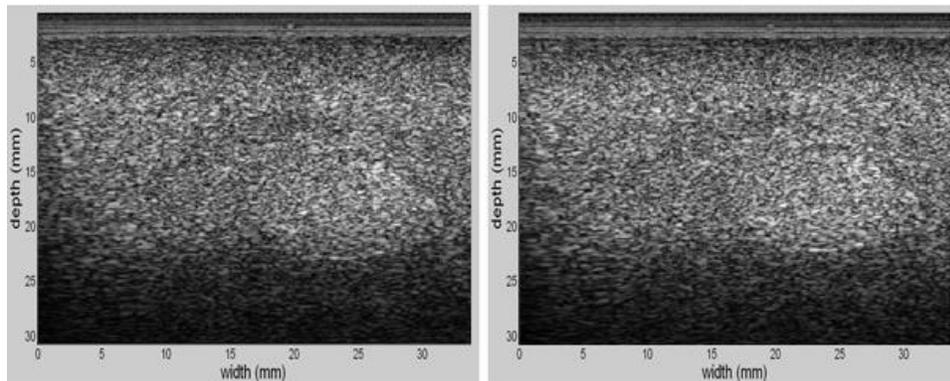


Figura 4.10. Imagen Modo B de señales pre y post compresión *phantom* con inclusión rígida. Fuente [Propia].

#### 4.4.1. Algoritmo SSD

##### 4.4.4.1.1. Phantom con quiste mamario

Posteriormente, se obtuvo el mapa de desplazamiento axial como se observa en la Figura 4.11, el cual representa en escala de colores los desplazamientos



obtenidos en distintas regiones; así, es posible identificar una región con menor desplazamiento en tono azul oscuro y una de mayor en tono rojo oscuro.

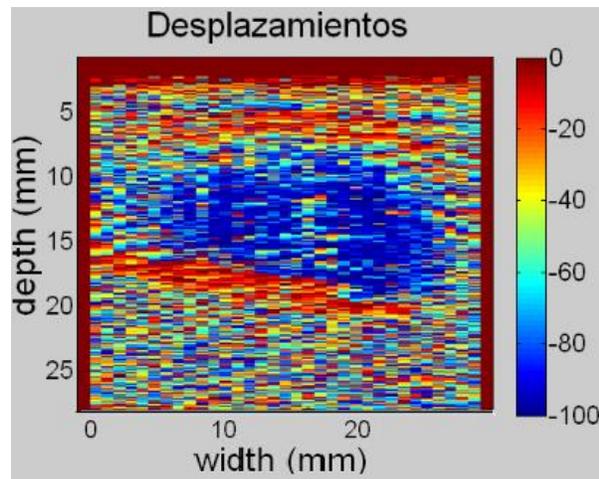


Figura 4. 11. Mapa de desplazamientos en dirección axial. Fuente [Propia].

En la Figura 4.12 se presenta el elastograma, resultado de las deformaciones obtenidas con los desplazamientos. A pesar que la imagen intenta representar la elasticidad relativa del tejido, es un resultado de difícil interpretación lo cual se pudo deber al método de búsqueda de este algoritmo junto con los pocos datos en el eje lateral y su baja correlación.

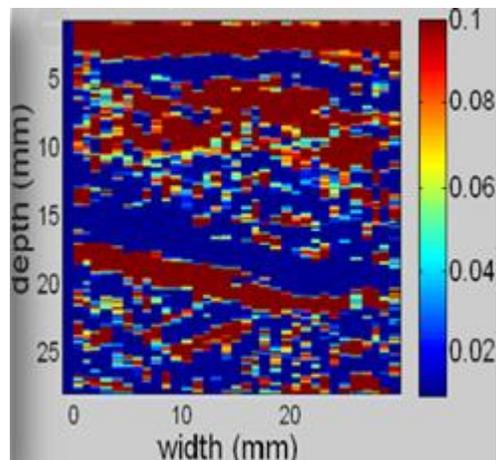


Figura 4.12. Elastograma. Fuente [Propia].

#### 4.4.1.2. Phantom con fibroadenoma

La Figura 4.13 representa el mapa de desplazamientos axiales para el *phantom* con fibroadenoma. Se puede observar que existen regiones con un mayor número de píxeles en color azul, lo que indica zonas de menor desplazamiento.

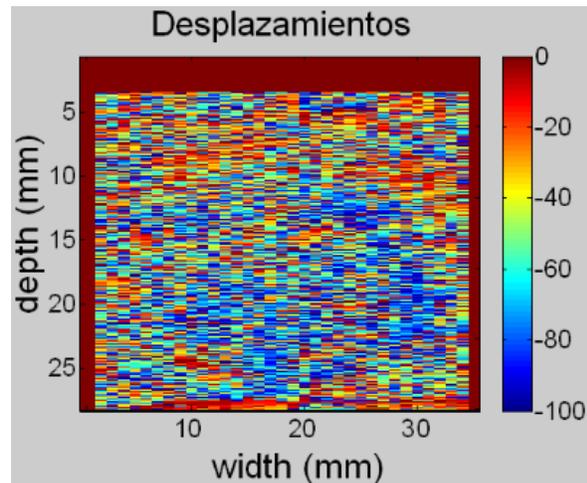


Figura 4. 13. Desplazamiento axial de *phantom* con fibroadenoma. Fuente [Propia].

En la Figura 4.14 se aprecia el elastograma generado del *phantom* con fibroadenoma. Tal como el elastograma del *phantom* con quiste generado previamente, este resultado tampoco permite un buen análisis de elasticidad, ya que no se visualiza claramente, debido a la baja correlación lateral y la poca cantidad de datos adquiridos.

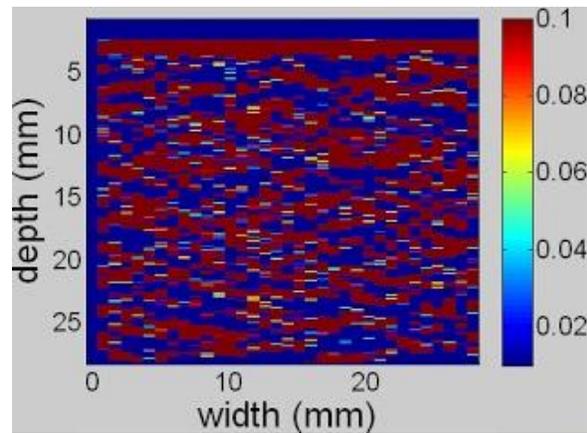


Figura 4. 14. Elastograma de *phantom* con fibroadenoma. Fuente [Propia].

#### 4.4.1.3. Phantom con inclusión rígida

En la Figura 4.15 se presenta el mapa de desplazamientos, en el cual se observa mayores desplazamientos en la región de color rojizo y menores desplazamientos en la tonalidad azul.

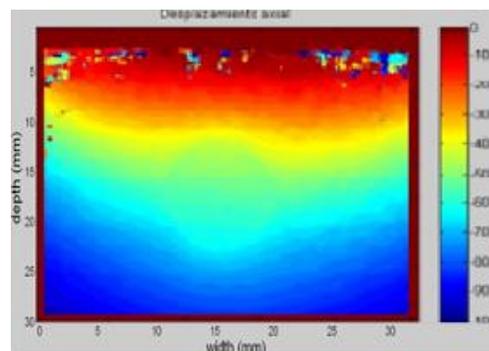


Figura 4. 15. Mapa de desplazamientos de *phantom* con inclusión rígida. Fuente [Propia].

Finalmente, se generó la imagen de deformaciones en la dirección axial o elastograma como se puede observar en la Figura 4.16, donde se muestra el cambio de elasticidad relativa del tejido y se visualiza la inclusión rígida en color azul oscuro tal como se estableció en la convención de colores, de igual manera



es posible identificar cambios bruscos en la imagen pasando de un color rojo oscuro a un azul oscuro.

Esto muestra que el algoritmo SSD para generar elastogramas, puede usarse de forma viable para conocer acerca de las características elásticas de materiales mediante elastografía ultrasónica.

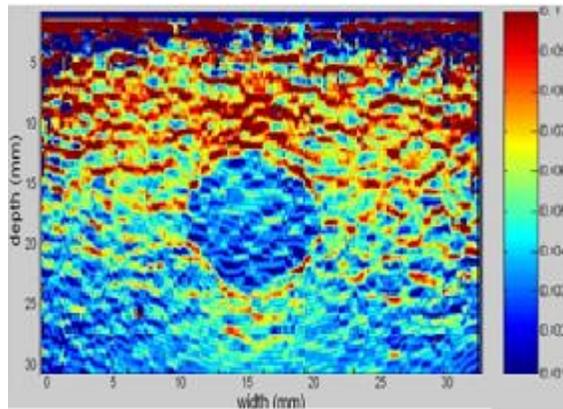


Figura 4.16. Imagen de deformaciones del *phantom* con inclusión rígida. Fuente [Propia].

La imagen de elastograma obtenida en la Figura 4.16. evidencia que aun utilizando equipo médico que posee una mejor resolución axial y lateral que la que podría obtenerse con el sistema experimental empleado, sobre el algoritmo básico de elastograma hace falta un proceso de compensación por atenuación ya que las regiones en la parte inferior de las imágenes, las cuales están más alejadas de la fuente de compresión, se deformarán menos que las zonas más cercanas a la fuente de compresión, lo que se evidencia en el elastograma de la Figura 4.16 ya que éstas se colorean en colores hacia el azul. Existen métodos de compensación por atenuación pero no se han utilizado en esta tesis por razones de disponibilidad de tiempo.

## 4.4.2. Algoritmo AM2D

### 4.4.2.1. *Phantom* con quiste mamario

Es pertinente aclarar que la base de este algoritmo fue desarrollada por [44] y que se realizaron distintas modificaciones en busca de la generación de distintos resultados.

Como se observa en la Figura 4.17, el desplazamiento es mayor en la superficie del *phantom*, y menor en su base. Además se aprecia un contorno de tonalidad verde claro con forma circular, lo cual pretende un desplazamiento constante en esta región.

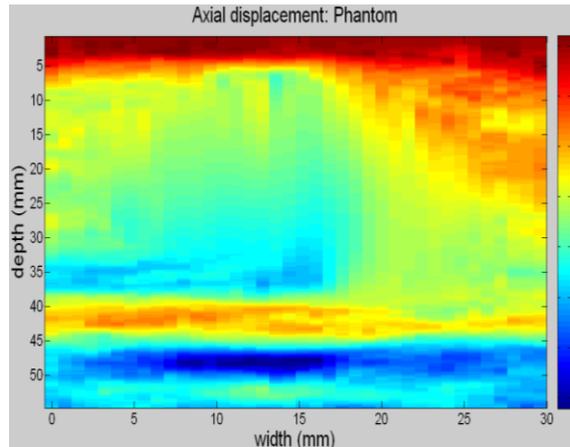


Figura 4. 17. Desplazamientos axiales en *phantom* con quiste. Fuente [Propia]

La Figura 4.18 ilustra el mapa de deformaciones o elastograma, en el cual es posible observar distintas características elásticas del *phantom* con quiste mamario, donde la región que comprende la inclusión presenta una elasticidad relativa uniforme en color verde y el tejido adyacente tiene una elasticidad mixta o variada.

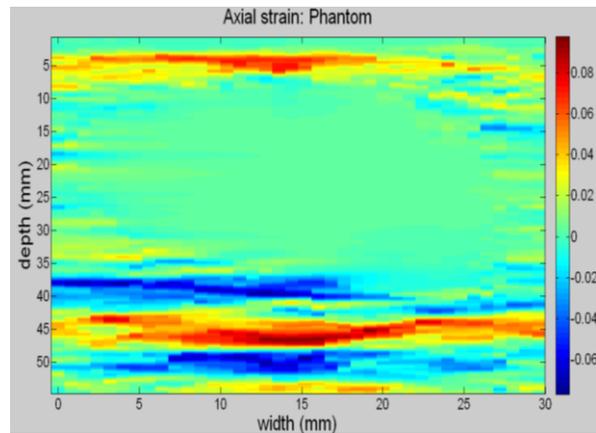


Figura 4.18. Elastograma del *phantom* con quiste mamario. Fuente [Propia].

#### 4.4.2.2. Phantom con fibroadenoma

La Figura 4.19 representa los desplazamientos en dirección axial, los cuales no discriminan visualmente regiones como en el caso del quiste, es decir es mucho más uniforme.

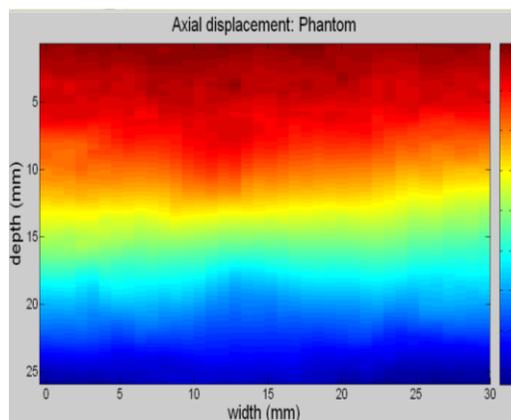


Figura 4.19. Desplazamientos axiales en *phantom* con fibroadenoma. Fuente [Propia]

Finalmente el elastograma obtenido se presenta en la Figura 4.20, donde es posible identificar y clasificar regiones cualitativamente por medio de la escala de colores ya mencionada. Se tuvo que la mayor parte del *phantom* como la inclusión presentan características de mayor elasticidad relativa representadas en colores

amarillo, naranja y rojo. Además se observa una región de distinta elasticidad en la parte superior en colores verde y azul.

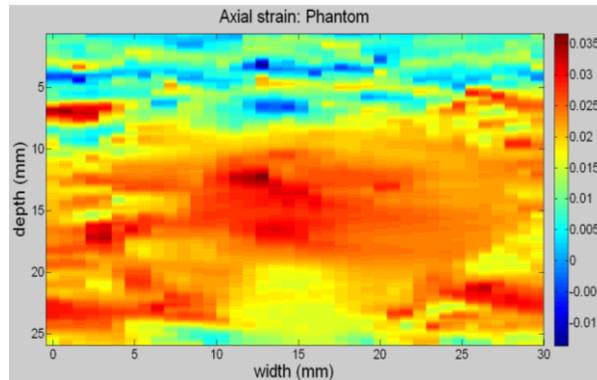


Figura 4.20. Elastograma del *phantom* con fibroadenoma. Fuente [Propia].

#### 4.4.2.3. Phantom con inclusión rígida

En la Figura 4.21 se presenta el mapa de desplazamiento axial en un *phantom* con inclusión rígida. Se observa una gran similitud entre este mapa y el generado con el código SSD.

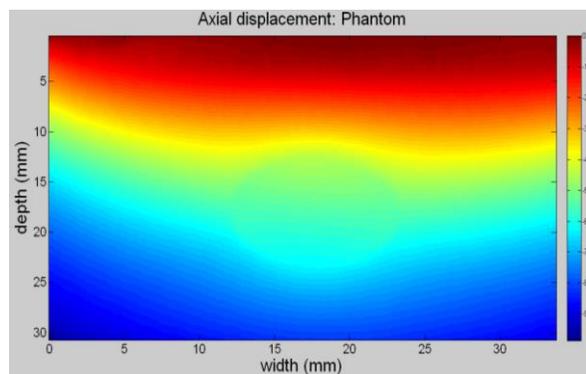


Figura 4. 21. Desplazamientos axiales en *phantom* obtenido de una base de datos con inclusión rígida. Fuente [Propia].



Finalmente, en la Figura 4.22 se enseña el elastograma generado por AM2D, en el cual se identifican claramente las características elásticas del *phantom*, presentando en color azul oscuro la lesión rígida emulada. Además, es semejante al elastograma obtenido con SSD.

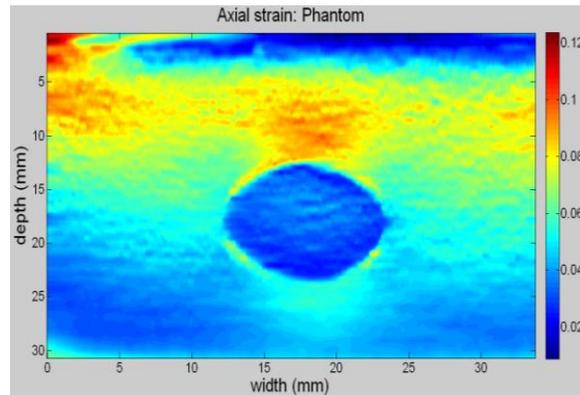


Figura 4. 22. Elastograma del *phantom* obtenido de una base de datos con inclusión rígida. Fuente [Propia].

Con los resultados anteriores se puede inferir que es viable identificar la elasticidad relativa de los *phantoms* elaborados, sin embargo para realizar un análisis más completo, se requiere tener datos cuantitativos como el módulo de Young del *phantom* o la fuerza ejercida sobre él. Estas dos magnitudes no se calcularon en este trabajo debido a la falta de equipos que permitieran medirlas, tales como el propuesto en el capítulo 2.



## DISCUSIÓN DE RESULTADOS

En este espacio se presenta un análisis de los resultados arrojados en cada capítulo, esto con el fin de obtener conclusiones más claras y posibles trabajos futuros.

En el capítulo 2: construcción y evaluación del phantom, se obtuvo un cuerpo artificial capaz de emular características ecográficas, acústicas y elásticas de un seno humano, además se realizaron inclusiones que representaban algunas anomalías en este tejido. Por características ecográficas se realizó la evaluación de la ecogenicidad de los *phantoms* elaborados por medio de una ecografía con un equipo comercial. Cuando se habla de características acústicas, se obtuvo la VPO, el coeficiente de atenuación y la impedancia acústica de un *phantom* que emula un tejido adiposo o grasoso llegando a ser muy cercanos a los datos investigados como lo demostró la Tabla 2.5.

Por otro lado, la característica elástica que se emuló fue el módulo de Young por medio de una ecuación que relaciona las concentraciones de gelatina con el valor de E. Para este último resultado, se trabajó con el valor que entregaba la ecuación, es decir una estimación y no un valor arrojado por algún instrumento de medida, ya que no se contaba con los equipos apropiados y debido a limitaciones de tiempo no se realizó esta medida.

Como resultados del capítulo 3: adquisición de datos y elaboración de imágenes, se obtuvieron imágenes en modo A de las señales y marcos de RF, que permitieron diferenciar los distintos cambios de impedancia acústica del medio, además se identificó el pulso de referencia, los ecos que producía el *phantom* y la placa reflectora sobre esta misma imagen.

De igual manera, se lograron las imágenes en modo B de un tejido adiposo y de regiones del seno con anomalías. Estas imágenes permitieron diferenciar distintas



zonas del tejido por medio de colores en escala de grises, tal como lo hace un equipo médico comercial de ecografía.

Se ha establecido un esquema funcional de un sistema de ultrasonido con un solo transductor que junto con un DAS son capaces de generar distintos tipos de imágenes y dan pie a futuras investigaciones.

Como resultado final, se presentaron los distintos algoritmos de cada etapa hasta la elaboración de imágenes, estos códigos realizados en Matlab y Arduino, permitieron el correcto funcionamiento del DAS, el paso milimétrico del transductor en el barrido del phantom y la construcción de imágenes modo A y B.

En el capítulo 4: Análisis de características elásticas, se demostró el desplazamiento temporal entre una señal pre compresión y una post compresión por medio de una imagen de amplitud versus tiempo en cada *phantom*. De igual manera, se presentó un mapa de desplazamientos axiales que permitió definir qué zonas presentaban mayores o menores desplazamientos.

Finalmente, se obtuvo una evaluación preliminar de los algoritmos basados en SSD y AM2D, como herramientas útiles en la generación de elastogramas, siendo AM2D el algoritmo que arrojó resultados más comprensibles. Además los resultados obtenidos con cada algoritmo, permitieron diferenciar posibles problemas en la compatibilidad de datos en términos de cantidad, tanto en el eje x (Número de líneas RF) como el eje y (Número de muestras que representan el cuerpo de estudio), ya que se requiere una mayor cantidad de datos para obtener mejores resultados como los expuestos en los *phantoms* tomados con arreglos de transductores. El resultado final es la caracterización de tres cuerpos de prueba emulados.



## **CONCLUSIONES**

Es viable el uso de equipos industriales de bajo costo para generación de imágenes modo B de ultrasonido de phantoms que emulen lesiones de mama. Para mejores resultados se precisan sondas de frecuencias centrales del orden de 10 Mhz como las que se usan en equipos médicos para tejidos blandos.

Es viable construir phantoms de bajo costo para emular las propiedades ecográficas y acústicas de un tejido adiposo y sus posibles lesiones. Se requiere de un procedimiento más riguroso al que se pudo realizar en este trabajo para encontrar fórmulas que permitan evaluar características elásticas del tejido mamario, pero se han consignado en esta tesis los valores a los que se debe llegar.

La herramienta Matlab es de gran utilidad en la adquisición y procesamiento de señales de sistemas de ultrasonido industrial que no trabajen en tiempo real.

El sistema de ultrasonido industrial de un solo transductor construido es útil en la visualización de masas en tejidos artificiales que emulan características de un seno humano.

El algoritmo de cálculo de desplazamientos por suma de diferencias al cuadrado, permite obtener mapas de desplazamientos axiales y laterales, junto con mapas de deformación que dan pie al análisis de características elásticas con un sistema de ultrasonido industrial.

El paso milimétrico que realiza el sistema de posicionamiento del transductor construido, omite gran cantidad de datos entre paso en comparación a los arreglos y sondas médicas. Este hecho, junto con la frecuencia de muestreo del DAS limitan la determinación de la viabilidad de analizar características elásticas en un sistema de US industrial. Sin embargo, ajustando esto se pueden llegar a obtener indicadores que infieran favorablemente en dicha viabilidad. Entonces se dice que



es viable la caracterización utilizando el algoritmo AM2D, mientras que el SSD requiere de mayor estudio.

Los algoritmos SSD y AM2D permiten el análisis de características elásticas, donde su confiabilidad depende de la cantidad de datos que conforman los marcos RF.



## **TRABAJOS FUTUROS**

Realizar una evaluación mucho más estricta de las propiedades físicas, acústicas y elásticas para la utilización de phantoms de seno en técnicas de imagen por ultrasonido.

Construir un sistema capaz de evaluar el módulo de Young en cuerpos artificiales para concluir sobre la veracidad de la ecuación 2.1.

Construir un sistema de posicionamiento de un transductor que permita un barrido micrométrico sobre un cuerpo de prueba con el fin de obtener una mejor resolución de imagen.

Recrear el sistema de ultrasonido con un solo transductor utilizando herramientas y equipos con mayores capacidades, tales como tarjetas de adquisición de alta velocidad como:, transductores con mayor frecuencia central y distintos equipos de ultrasonido industrial.



## REFERENCIAS

- [1] Duarte Agudelo Jaime, Garnica Lagos Yamile, "Cancer de Mama - Generalidades," *Liga Colombiana contra el Cancer*, pp. 1-7, Junio 2008.
- [2] Instituto Nacional del Cancer. (2014, Marzo) Instituto Nacional del Cancer. [Online]. <http://www.cancer.gov/espanol/tipos/seno/hoja-informativa-mamografias>
- [3] Daniel Serra Freese, "Obtención de imágenes Elastográficas," Universidad Politecnica de Valencia, Gandia, 2010.
- [4] Zahiri Reza, Pelissier Laurent, Leung Corina Dickie Kris, "A Flexible Research Interface for Collecting Clinical Ultrasound," *Multispectral Image Acquisition and Processing*, vol. 7494, pp. 2-6, 2009.
- [5] Eulogio Santos de la Cruz, Nestor Canciano Vera, Julio Yenque Dedios, David Ramirez Morales, and Maximo Palomino Perez, "El Ultrasonido y su Aplicacion," *Revista de la Facultad de Ingenieria Industrial*, vol. 8, pp. 25-28, Febrero 2005.
- [6] Kevin Martin and Abigail Thrust, *Diagnostic Ultrasound*, Segunda ed.: CAMBRIDGE UNIVERSITY PRESS, 2010.
- [7] William Albero Botero Mantilla and Eduard Sastoque Gelvez, "Guia para Estandares de Calibracion de Ultrasonidos bajo Norma NTC-ISO/ IEC17025 "Ultrasonido de Terapia y Diagnostico", " Fundacion Cardiovascular de Colombia, Florida Blanca Santander, 2014.
- [8] Jens E. Wilhjelm, Andreas Illum, Martin Kristensson, and Andersen Ole Trier , "Medical Diagnostic Ultrasound-physical principles and imaging," *Biomedical Engineering* , no. 3.1, pp. 1-20, Octubre 2013.
- [9] Manuel J. Muñoz Martínez, Gabino Mozo Herrera, Alejandro Ortega Romero, and Pablo Alonso Hernandez, *Anestesia Reguinal con Ecografia*. Majadahonda, Madrid: ERGON, 2007.
- [10] Jen John Lee, "Formacao E Processamento de Imagens de Ultrassom," Universidad Sao Paulo, Sao Carlos, 2010.
- [11] Gail Ter Har, *The Safe Use of Ultrasound in Medical Diagnosis*, 3rd ed. Londres: BIR, 2012.
- [12] Rene Fuente , Fernando Altermat, and Ricardo Sierra , "Conceptos basicos de Ultrasonografia aplicada a la anestecia regional," *Revista Chilena de Anestecia*, vol. 38,



pp. 39-45, 2009.

- [13] Carlos orti Angles, "Caracterización De Phantoms Por Ultrasonido ," Universidad Politecnica De Valencia, Gandia , 2012.
- [14] OLYMPUS. Ultrasonic Transducers. [Online]. <https://www.olympus-ims.com/data/File/panametrics/panametrics-UT.en.pdf>
- [15] María Rocío Peña Maestre, "Caracterización de un dispositivo elastográfico ," Universidad Politecnica de Valencia, Gandia , Tesis master 2013.
- [16] Carlos Gaviria, "Elastografía por ultrasonido. Revisión General.," Popayan, 2015.
- [17] P. Yuste and Garcia Fernandez, *Atlas de ecografía bidimensional y dopler*. Madrid: Norma, 1982.
- [18] João Paulo Eiti Kimura, "PROGRAMAS PARA GERAÇÃO DE IMAGENS POR ULTRA-SOM E FORMAÇÃO DE FEIXE ACÚSTICO," Universidade Estadual de Campinas , Campinas, Tesis maestria 2007.
- [19] Lucio Pereira Neves, "Otimização do algoritmo de block matching," Universidad de Sao Paulo, Sao Paulo, 2007.
- [20] Gustavo de Castro Vivas, "ESTUDO DE MODELOS ESTATÍSTICOS UTILIZADOS NA CARACTERIZAÇÃO DE TECIDOS POR ULTRA-SOM ," Universidad estatal de Campinas, Campinas, Tesis Maestria 2006.
- [21] Luis Ricardo Castrejon et al., "Elastografía como Método de Evaluación," *Revista Chilena de reumatología*, vol. 3, no. 29, pp. 125-134, 2013.
- [22] S. Timoshenko and J.N. Goodier, *Theory of elasticity*. NY: Mc Graw-Hill, 1951.
- [23] S. Gil. (2005) Introduccion a la Teoria de la Elasticidad. [Online]. [http://www.oocities.org/ar/fisica\\_tutoriales/fisica\\_tutoriales/termo/elasticidad1.pdf](http://www.oocities.org/ar/fisica_tutoriales/fisica_tutoriales/termo/elasticidad1.pdf).
- [24] T. Deffieux, M. Fink, T. Deffieux , M. Fink , M. Tanter J.-L. Gennisson, "Ultrasound elastography: Principles and techniques," *Diagnostic and Interventional Imaging*, vol. 94, pp. 487-495, 2013.
- [25] Antonio Bernardes, "Anatomia da mama feminina," Basil,.
- [26] Breast Cancer. (2014, Octubre) Breast Cancer. [Online]. <http://www.breastcancer.org/es/sintomas/tipos/cdi>



- [27] "Ultrasound characterization of breast masses ," *The Indian Journal of Radiology & Imaging*, vol. 19, no. 3, Agosto 2009.
- [28] American Cancer Society. (2015, Mayo) American Cancer Society. [Online]. <http://www.cancer.org/espanol/cancer/cancerdeseno/recursosadicionales/fragmentado/condiciones-no-cancerosas-del-seno-fibrocystic-changes>
- [29] Breastcancercare. Breastcancercare. [Online]. [www.breastcancercare.org.uk](http://www.breastcancercare.org.uk)
- [30] Equipamientos Medicos. <http://www.raus.com.br/phantom-para-mamografo>.
- [31] Marissa A. Rivera Cardona , Fernando Reiszal Pereira , and Wagner C. Pereira, "Phantoms para ultrasonido con variacion continua de la velocidad de propagacion de la onda," *Revista Mexicana de Ingenieria Biomedica*, vol. 23, no. 1, Marzo 2002.
- [32] Jose Mompin Poblet, *Introduccion a la Bioingenieria*. Barcelona-Mexico: Marcombo, 1998.
- [33] Bushberg J.T., Seibert J.A., Leidholdt E.M, and Boone J.M., *The Essential Physics of Medical Imaging* , 2nd ed., 2002.
- [34] Peter N. T. Wells and Hai-Dong Liang, "Medical ultrasound: imaging of soft tissue strain and elasticity," *The Royal Society Publishing*, vol. 8, Junio 2011.
- [35] Ernest L. Madsen, Maritza A. Hobson, Gary R. Frank, Hairong Shi, and Jingfeng Jiang, "QNTHROPOMORPHIC BREAST PHANTOMS FOR TESTING ELASTOGRAPHY SYSTEMS," *Ultrasound Med Biology*, vol. 32, no. 6, Junio 2006.
- [36] F. Arce, L. Leija, and A. Vera, "Realistic Novel Breast and Breast Cancer Phantoms for the Study of Imaging and Therapy Ultrasound," *International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control* , Noviembre 2014.
- [37] (2013) Instrumentacion Cientifica. [Online]. [http://www.aname.es/modules/analisisdetextura\\_equipos/](http://www.aname.es/modules/analisisdetextura_equipos/)
- [38] OLYMPUS. ULTRASONIC PULSER-RECEIVERS. [Online]. <http://www.olympus-ims.com/es/5072pr/>
- [39] Luis Javier Morales Mendoza, "Teorema del Muestreo," in *Departamento de Maestría DICIS - UG*.
- [40] I. GDS-1000AU. User Manual. [Online]. <http://www.gwinstek.com/en/product/productdetail.aspx?pid=3&mid=7&id=42>.



- [41] Beatriz Calleja, Luis Mariano Del Rio, and Jose Luis San Emeterio, "PROCESADO DIGITAL DE SEÑALES ULTRASÓNICAS PARA LA DETERMINACIÓN DE," Coimbra, Portugal, 2008.
- [42] Guillem Rueda Cebollero, "Procesado de señales electroencefalográficas para determinar características espectrales de episodios epilépticos," 2011.
- [43] Maria Rocio Peña Maestre, "Caracterización de un dispositivo elastográfico," Universidad Politecnica de Valencia, Gandia, Tesis de Maestria 2013.
- [44] Hassan Rivaz, Emad Boctor, Pezhman Foughi, Richard Zellars, and Gabor Fichtinger., "Ultrasound Elastography: A Dynamic Programming Approach," *IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING.*, vol. 27, no. 10, Octubre 2008.
- [45] Julia Camps and Melcior Sentis, "ELASTOSONOGRAFIA MAMARIA," *Revista Chilena de Radiología.*, vol. 14, no. 3, pp. 122-127, 2008.
- [46] Guido Parra, Maythe Fajardo, and Felipe Vergara, "ELASTOGRAFÍA: UN NUEVO MÉTODO DIAGNÓSTICO," *Revista Colombiana de radiología*, vol. 17, no. 3, pp. 1982-1985, 2006.
- [47] Gwinstek. Digital Storage Oscilloscope -GDS-1000A-U Series. [Online]. <http://www.gwinstek.com/>
- [48] I. GDS-1000AU. User Manual. [Online]. [http://www.gwinstek.com/en-global/products/Oscilloscopes/Digital\\_Storage\\_Oscilloscopes/GDS-1000A-U](http://www.gwinstek.com/en-global/products/Oscilloscopes/Digital_Storage_Oscilloscopes/GDS-1000A-U)