



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE CIENCIAS

CARACTERIZACIÓN FÍSICA DE EQUIPOS DE
ULTRASONIDO MÉDICO

T E S I S

QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:

Físico

PRESENTA:

Mauricio Manríquez Padilla

TUTOR:

Dr. Iván Miguel Rosado Méndez



Ciudad Universitaria, CD. MX., 2021



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Para mi familia.

Reconocimientos

Quiero agradecer a:

- Al Dr. Iván por darme la oportunidad de vivir la última etapa de mi carrera a su lado; por todo el aprendizaje, por todo el apoyo, por todos los consejos y sobre todo gracias por su tiempo. Trabajar a su lado ha sido el empujón que necesitaba para lograr mis objetivos, sus consejos han sido de gran ayuda para reflexionar y enfocarme en lo que quiero, y por eso estaré siempre agradecido.
- A la Dra. María Ester Brandan Siqués por el apoyo para la realización de éste trabajo.
- A mis sinodales M. en C. César Gustavo Ruiz Trejo, Dr. Raúl Patricio Esquivel Sirvent, Dra. Karla Paola García Pelagio y Dra. Lucía Medina Gómez por el tiempo para la revisión de éste trabajo.
- A Hilario, Vivian, Uriel y Laura por el apoyo, y por los días en el laboratorio.
- Al Instituto de Física de la UNAM y al Laboratorio de Ultrasonido Médico (LUM) por proveerme un espacio de estudio y de trabajo para la realización de esta tesis.

Trabajo realizado gracias al Programa de Apoyo a Proyectos de Investigación e Innovación Tecnológica (PAPIIT) de la UNAM (IN103219).

Declaración de autenticidad

Por la presente declaro que, salvo cuando se haga referencia específica al trabajo de otras personas, el contenido de esta tesis es original y no se ha presentado total o parcialmente para su consideración para cualquier otro título o grado en esta o cualquier otra Universidad. Esta tesis es resultado de mi propio trabajo y no incluye nada que sea el resultado de algún trabajo realizado en colaboración, salvo que se indique específicamente en el texto.

Mauricio Manríquez Padilla. Ciudad Universitaria, CD. MX., 2021

Resumen

El ultrasonido es una de las modalidades de imagen médica más utilizada actualmente ya que presenta muchas ventajas respecto a otros métodos, como su bajo costo, generación de imágenes en tiempo real, movilidad y bajo riesgo. Sus limitaciones más importantes están asociadas al ruido estructural en sus imágenes y a la subjetividad de la adquisición y análisis de las mismas.

En México existen normas oficiales que regulan el uso del ultrasonido médico (ultrasonografía diagnóstica); sin embargo, dichas normas no especifican el tipo de pruebas que deben realizarse para evaluar el óptimo y constante funcionamiento de los equipos de ultrasonido.

Este trabajo tuvo como objetivo desarrollar y aplicar un marco de pruebas de caracterización física de propiedades de campos acústicos producidos por equipos de ultrasonido médico contempladas dentro de un protocolo de control de calidad para imagen en modo-B ecográfica.

A partir de protocolos de organismos internacionales, se desarrolló un manual de control de calidad de ultrasonido en modo-B para evaluar características como: integridad mecánica, uniformidad de la imagen, máxima profundidad de penetración, exactitud de la medición de las distancias, linealidad, resolución espacial y zona muerta. Dichas pruebas se compararon con versiones cualitativas (basadas en análisis visual) sugeridas en los protocolos internacionales. Posteriormente se evaluaron 4 equipos GE Voluson Ultrasound Systems (GE healthcare, Chicago, Illinois, USA) con 12 transductores de distintas geometrías de un hospital de tercer nivel en la Ciudad de México. Además, se desarrollaron herramientas con el sistema de cómputo numérico *MATLAB*, que se utilizaron para analizar las imágenes adquiridas durante las pruebas.

Los resultados mostraron que todos los equipos evaluados presentaban fallas en alguna de las pruebas antes mencionadas. En total, se encontraron 11 fallas durante la inspección mecánica, 1 en la prueba de uniformidad, 4 en la evaluación de las distancias, 3 en la resolución espacial y 6 en la prueba de zona muerta. Los resultados de las pruebas de máxima profundidad de penetración y linealidad, servirán de referencias para evaluar la constancia del desempeño de los equipos. Los resultados cuantitativos y cualitativos de las pruebas muestran acuerdo entre resultados; excepto en la evaluación de la uniformidad de uno de los transductores, donde ambas pruebas arrojan resultados distintos.

Los resultados de este trabajo demostraron que los métodos cuantitativos brindan información que está relacionada con las características físicas de los campos acústicos producidos por equipos de ultrasonido clínico, lo que puede contribuir a reducir la subjetividad en la realización de las pruebas de control de calidad. Este trabajo demuestra la importancia de la aplicación rutinaria de un protocolo de control de calidad, ya que eso ayudaría a detectar problemas en los equipos y aseguraría un diagnóstico certero. Como paso siguiente se propone extender la aplicación del manual diseñado en esta tesis en más hospitales para así conocer el estado de los equipos de ultrasonido médico que se encuentren brindando servicio actualmente.

Índice general

Índice de figuras	XIII
Índice de tablas	XVII
1. Introducción	1
1.1. Ultrasonido médico	1
1.2. Control de calidad en ultrasonido médico	2
1.3. Regulaciones y recomendaciones	3
1.4. Justificación	3
1.5. Objetivo	4
1.5.1. Objetivos específicos	4
2. Marco teórico	5
2.1. Radiación	5
2.2. Ondas y sonido	5
2.3. Escala decibel (dB)	8
2.4. Interacción del ultrasonido con la materia	8
2.4.1. Impedancia acústica	9
2.4.2. Atenuación	9
2.4.3. Absorción	10
2.4.4. Reflexión	10
2.4.5. Dispersión	12
2.5. Transductores	12
2.5.1. Arreglos de transductores	14
2.6. Campos acústicos	15
2.6.1. Campo cercano y lejano	16
2.6.2. Enfoque	16
2.6.3. Resolución espacial	18
2.6.4. Patrón de moteado	20
2.7. Generación de la imagen de ultrasonido	21
2.7.1. Generador del haz (beam former)	22
2.7.2. Transmisor (pulser)	22
2.7.3. Receptor	22

ÍNDICE GENERAL

2.7.4. Rango dinámico	23
2.7.5. Demodulación	24
2.7.6. Modo de visualización de los ecos (Modo Amplitud)	24
2.7.7. Modo de visualización de los ecos (Modo Brillo)	25
2.7.8. Imagen de ultrasonido	27
2.8. Efectos biológicos	27
2.8.1. Mecanismos térmicos	28
2.8.2. Mecanismos no térmicos	29
2.9. Control de calidad	29
2.9.1. Maniquí de control de calidad	29
3. Metodología	33
3.1. Manejo del equipo de ultrasonido	34
3.2. Maniquí experimental	37
3.3. Datos de los equipos clínicos	39
3.4. Adquisición de las imágenes con el maniquí	40
3.5. Pruebas de control de calidad	40
3.5.1. Inspección mecánica	41
3.5.2. Uniformidad	42
3.5.2.1. Análisis cualitativo	42
3.5.2.2. Análisis cuantitativo	43
3.5.3. Máxima profundidad de penetración	44
3.5.3.1. Análisis cualitativo	45
3.5.3.2. Análisis cuantitativo	45
3.5.4. Exactitud de medición de las distancias	48
3.5.4.1. Distancia vertical	48
3.5.4.2. Distancia horizontal	50
3.5.5. Linealidad	51
3.5.6. Resolución espacial	52
3.5.6.1. Método A	52
3.5.6.2. Método B	55
3.5.7. Zona muerta	57
4. Resultados	59
4.1. Inspección mecánica	59
4.2. Uniformidad	59
4.3. Máxima profundidad de penetración	62
4.4. Medición de las distancias	65
4.5. Linealidad	67
4.6. Resolución espacial	68
4.7. Zona muerta	72
4.8. Recuento de resultados	74

5. Discusión	77
5.1. Inspección mecánica	77
5.2. Uniformidad	77
5.3. Máxima profundidad de penetración	78
5.4. Exactitud de la medición de las distancias	78
5.5. Linealidad	79
5.6. Resolución espacial	79
5.7. Zona muerta	79
5.8. Ultrasonido cuantitativo	80
6. Conclusiones	81
A. Técnicas de ultrasonido	83
A.1. Doppler	83
A.2. Elastografía	85
A.3. Modo-M	86
B. Resultados linealidad	89

Índice de figuras

1.1. Un emisor envía un pulso de ultrasonido que se refleja al encontrar un objeto, lo cual produce un eco que es detectado por el mismo emisor. . .	2
2.1. La característica de las ondas longitudinales es que el medio se desplaza en la dirección del movimiento de la onda, mientras que en la onda transversal el medio se desplaza en dirección perpendicular al movimiento de la onda.	6
2.2. Absorción como función de la frecuencia para tres tejidos distintos. Imagen reproducida de [1].	11
2.3. Onda plana incidiendo en una interfaz que separa dos medios con diferente impedancia acústica. La onda se refleja y se transmite cuando llega a la interfaz. Al cambio de dirección de la onda transmitida se le conoce como refracción.	11
2.4. Imagen en Modo-B de un maniquí el cual contiene estructuras en su interior. (1) Estructuras anecoicas, (2) Estructura hipercóica, (3) Patrón de moteado que producen los dispersores.	12
2.5. Estructura interna de un transductor con múltiples elementos piezoeléctricos.	13
2.6. Relación entre el ancho de banda de la frecuencia y la duración del pulso. (a) Pulso de 3 ciclos, (b) Distribución de frecuencias del pulso.	14
2.7. Arreglos de transductores y su forma de escaneo (a) Arreglo lineal, (b) Arreglo curvilíneo (c) Arreglo en fase.	15
2.8. Sistema de referencia para la descripción del campo acústico.	16
2.9. Diagrama de las 3 zonas del haz (campo cercano, zona focal y campo lejano).	17
2.10. Retardos temporales que crean un perfil convergente del haz de ultrasonido.	18
2.11. Gráfica de la función de dispersión de puntos lateral en escala de decibelios. Imagen reproducida de [19].	19
2.12. Convertidor de señal analógica a digital. Modificada de [21].	23
2.13. Transformada de Hilbert y envolvente de una señal de ultrasonido. . . .	24

ÍNDICE DE FIGURAS

2.14. Procesamiento de las señales de eco. Se muestran las amplitudes de las señales de eco a través del tiempo, lo cual genera una línea-A. A cada señal de eco se le asigna un nivel de brillo proporcional a su amplitud. Modificada de [21].	25
2.15. Construcción de la imagen en modo-B. Los pulsos de ultrasonido son enviados en distintas direcciones para barrer el plano de la imagen y a partir de la ecuación de tiempo de vuelo se determina la profundidad de las estructuras ecogénicas.	26
2.16. Puntos a considerar al momento de aplicar el principio ALARA en equipos de ultrasonido médico.	27
2.17. Imagen en modo-B del maniquí Gammex 410SCG obtenido con un transductor curvilíneo 4D de un equipo Voluson 730 PRO. Al escanear el maniquí se pueden observar las distintas estructuras dentro del dispositivo. En el recuadro 1 se tienen esferas anecóicas que en la imagen se observan como superficies circulares negras. En el recuadro 2 se tienen estructuras con distintas ecogenicidades.	30
2.18. Imagen en modo B de los filamentos de nylon del maniquí Gammex 410SCG utilizados para evaluar la precisión de medidas de distancia. En los recuadros amarillos se encuentran dos de los filamentos; hay que señalar que no son los únicos, ya que se puede observar que alrededor de los recuadros se observan más filamentos.	31
3.1. Escáner de ultrasonido <i>Voluson E8, GE</i>	35
3.2. En una imagen de ultrasonido aparecen los ajustes que se le aplican al escáner. (1) Tipo de transductor, (2) Estudio obstétrico (<i>OB</i>), (3) Ajustes predeterminados (<i>Default</i>), (4) Ancho de banda del transductor.	35
3.3. (1) Potencia, (2) Ganancia, (3) TI y MI.	36
3.4. Perillas del TGC se muestran dentro del círculo amarillo.	36
3.5. (1) Escala que nos indica la profundidad. A lado de la misma se presenta el punto triangular que nos indica el foco, (2) Valor numérico de la profundidad.	37
3.6. Los dos puntos en forma de cruz y la línea punteada que los conecta, es la forma en que el sistema mide la distancia entre dos objetos de interés.	37
3.7. Imagen del maniquí. (1) Ventana plana, (2) Cilindros con distinta ecogenicidad, (3) Ventana cóncava, (4) Estructuras anecóicas. Imagen reproducida de [37].	38
3.8. Imagen en modo-B del maniquí tomada con un transductor convexo. Se puede observar que contiene todas las estructuras descritas en la sección 3.2.	38
3.9. Movimiento del transductor sobre el maniquí para generar el barrido. En este caso se utilizan la ventana plana para transductores lineales.	40
3.10. Revisión de cada componente mecánico en busca de daños o suciedad.	41

3.11. Sombras verticales presentes en una imagen de ultrasonido causadas por zonas con elementos piezoeléctricos o líneas de transmisión deficientes; se identifican por las dos flechas amarillas.	42
3.12. Imagen suavizada resultante que se obtiene al promediar todas la imágenes adquiridas. En este caso, el procesamiento revela una sombra vertical (identificada por la flecha amarilla) que puede ser causada por elementos piezoeléctricos deficientes.	43
3.13. Imágenes adquiridas para la prueba de uniformidad. (a) Imagen producida por un transductor lineal. Definición de la ROI identificada por el rectángulo amarillo. (b) Imagen producida por un transductor convexo. Definición de la ROI con perfil angular identificada por la zona roja. . .	44
3.14. Evaluación cualitativa de la máxima profundidad de penetración. (1) Región de ruido electrónico, (2) Ventana de escaneo, (3) Valor cualitativo de la máxima profundidad de penetración.	46
3.15. Imágenes adquiridas para la prueba de máxima profundidad de penetración.	47
3.16. Definición de la ROI para el análisis cuantitativo de máxima profundidad de penetración. Las regiones de interés de ambas imágenes (maniquí y aire) son del mismo tamaño y se identifican por el cuadro amarillo en el centro de cada imagen.	47
3.17. Medición de la distancia vertical, en la parte inferior izquierda de la imagen se indica la distancia que midió el equipo de ultrasonido. La distancia de separación esperada según los datos del maniquí es de 14 <i>cm</i>	49
3.18. Medición de la distancia horizontal. Nótese que el foco se encuentra a la misma profundidad que los objetos evaluados. La distancia de separación esperada según los datos del maniquí es de 4 <i>cm</i>	50
3.19. Diferencia de brillo entre dos imágenes adquiridas con un valor de potencia igual a 100, pero diferentes ganancias. (a) Imagen con una ganancia de 15 <i>dB</i> . (b) Imagen con una ganancia de -10 <i>dB</i>	51
3.20. ROI generada en el centro de la imagen identificada por el cuadro amarillo. Nótese que se encuentra a la misma profundidad que el foco. . . .	52
3.21. Ancho de respuesta a 20 <i>dB</i> debajo del nivel máximo	53
3.22. Imágenes del mismo filamento con 20 <i>dB</i> de diferencia. (a) Imagen con una ganancia de -10 <i>dB</i> . (b) Imagen con una ganancia de 10 <i>dB</i>	53
3.23. Proceso de extracción del valor máximo en la imagen de baja ganancia y posterior transformación a binario de la imagen de alta ganancia. . . .	54
3.24. Medición de la ARL y la LRW del filamento.	54
3.25. Matriz de autocovarianza.	55
3.26. Medición de las longitudes de correlación axial y lateral a partir de los perfiles correspondientes de la matriz de autocovarianza utilizadas en el método B del transductor RAB4-8L con número de serie 58652KR9. (a) Perfil axial de la matriz de autocovarianza. (b) Perfil lateral de la matriz de autocovarianza.	56

ÍNDICE DE FIGURAS

3.27. ROI generada en el centro de la imagen identificada por el rectángulo amarillo.	57
4.1. Análisis cuantitativo de la uniformidad del transductor RAB4-8L con número de serie 58652KR9.	61
4.2. Prueba de uniformidad del transductor C1-5-D con número de serie 108337YP7.	61
4.3. Prueba de MPP del transductor RIC5-9-D con número de serie 102307KR6.	63
4.4. Gráfica de dispersión de los resultados de la prueba de MPP.	64
4.5. Ejemplos de resultados de la prueba de linealidad de dos transductores distintos, cada uno con ajusten específicos de frecuencia y potencia. (a) Comportamiento lineal adecuado a la frecuencia N y potencia 100 del transductor RAB6-D con número de serie 151325KR8. (b) Comportamiento lineal inadecuado entre -15 y -5 dB a la frecuencia P y potencia 50 del transductor C1-5-D con número de serie 108337YP7.	68
4.6. Gráfica de dispersión de los resultados axiales de la prueba de resolución espacial.	71
4.7. Gráfica de dispersión de los resultados laterales de la prueba de resolución espacial.	71
4.8. Análisis de la zona muerta del transductor C1-5-D con número de serie 108347YP6. (a) Región de interés seleccionada. (b) Gráfica de la evaluación de la zona muerta.	73
4.9. Análisis de la zona muerta del transductor transductor RAB6-D con número de serie 151325KR8. (a) Región de interés seleccionada. Se observan reverberaciones a lo largo de la profundidad de la ROI. (b) Gráfica de la evaluación de la zona muerta.	74
A.1. Arreglo de la detección de las señales Doppler. El cambio de frecuencia Doppler depende del ángulo θ	84
A.2. Imagen de Doppler a color (parte superior) y espectro Doppler (parte inferior). Imagen modificada de [39].	84
A.3. Diagrama de elastografía por deformación. El operador ejerce una compresión con el transductor de ultrasonido.	85
A.4. Comparativa entre una imagen en modo-B (izquierda) y un elastograma (derecha). Imagen modificada de [41].	86
A.5. Imagen en modo-B (parte superior) y una imagen en modo-B (parte inferior). Imagen modificada de [42]	87

Índice de tablas

3.1. Frecuencia y personal encargado de realizar la pruebas [12].	33
3.2. Pruebas nivel 1 [11, 12].	34
3.3. Pruebas nivel 2 [11, 12].	34
3.4. Modelos de los equipos clínicos con sus respectivos transductores y números de serie.	39
3.5. Características de los transductores clínicos evaluados.	39
3.6. Criterios de aceptación de la inspección mecánica.	42
3.7. Criterios de aceptación de la prueba de uniformidad.	44
3.8. Criterios de aceptación de la prueba de máxima profundidad de penetración.	48
3.9. Criterios de aceptación para la evaluación de la exactitud de las distancias horizontales.	49
3.10. Criterios de aceptación para la evaluación de la exactitud de distancias horizontales.	50
3.11. Criterios de aceptación para las medidas de longitudes de correlación.	56
3.12. Criterios para la zona muerta.	58
4.1. Descripción de los componentes dañados encontrados durante la inspección.	60
4.2. Resultados cuantitativos y cualitativos de la prueba de uniformidad.	60
4.3. Resultados de la prueba de máxima profundidad de penetración del equipo Voluson E8-D11501.	62
4.4. Resultados de la prueba de máxima profundidad de penetración del equipo Voluson 730PRO-A38171.	62
4.5. Resultados de la prueba de máxima profundidad de penetración del equipo Voluson E8-D19154.	62
4.6. Resultados de la prueba de máxima profundidad de penetración del equipo Voluson E8 sin registro del número de serie.	63
4.7. Diferencias relativas de la prueba de precisión de la medición de las distancias del equipo Voluson 730PRO-A38171.	65
4.8. Diferencias relativas de la prueba de precisión de la medición de las distancias del equipo Voluson E8-D19154.	65
4.9. Diferencias relativas de la prueba de precisión de la medición de las distancias del equipo Voluson E8-D11501.	65

ÍNDICE DE TABLAS

4.10. Diferencias relativas de la prueba de precisión de la medición de las distancias del equipo Voluson E8-S.R.	66
4.11. Rangos de ganancias de operación lineal del transductor 4C-A con número de serie 59387KR1.	67
4.12. Resultados de la prueba de resolución espacial del equipo Voluson 730PRO-A38171.	69
4.13. Resultados de la prueba de resolución espacial del equipo Voluson E8-D19154.	69
4.14. Resultados de la prueba de resolución espacial del equipo Voluson E8-D11501.	70
4.15. Resultados de la prueba de resolución espacial del equipo Voluson E8 sin registro del número de serie.	70
4.16. Resultados de la prueba de zona muerta del equipo Voluson 730PRO-A38171.	72
4.17. Resultados de la prueba de zona muerta del equipo Voluson E8-D19154.	72
4.18. Resultados de la prueba de zona muerta del equipo Voluson E8-D11501.	72
4.19. Resultados de la prueba de zona muerta del equipo Voluson E8-S.R.	73
4.20. Fallas totales.	74
4.21. Resumen de resultados de las pruebas de cada transductor.	75
B.1. Rangos de ganancias útiles del transductor 4C-A con número de serie 59387KR1.	89
B.2. Rangos de ganancias útiles del transductor RAB4-8L con número de serie 58652KR9.	89
B.3. Rangos de ganancias útiles del transductor RIC5-9-H con número de serie 46646KR6.	90
B.4. Rangos de ganancias útiles del transductor C1-5-D con número de serie 108347YP6.	90
B.5. Rangos de ganancias útiles del transductor RAB6-D con número de serie 151336KR5.	90
B.6. Rangos de ganancias útiles del transductor RIC5-9-D con número de serie 150829KR0.	90
B.7. Rangos de ganancias útiles del transductor 4C-D con número de serie 107926PD8.	91
B.8. Rangos de ganancias útiles del transductor RAB4-8-D con número de serie 121675KR3.	91
B.9. Rangos de ganancias útiles del transductor RIC5-9-D con número de serie 102307KR6.	91
B.10. Rangos de ganancias útiles del transductor C1-5-D con número de serie 108337YP7.	91
B.11. Rangos de ganancias útiles del transductor RAB6-D con número de serie 151325KR8.	92
B.12. Rangos de ganancias útiles del transductor RIC5-9-D con número de serie 150827KR4.	92

Introducción

1.1. Ultrasonido médico

El ultrasonido médico es una de las modalidades de imagen más utilizadas en la actualidad ya que se encuentra en un gran número de centros de salud y hospitales. Este trabajo se enfoca en el uso del ultrasonido en el diagnóstico por imagen.

El ultrasonido (US) se refiere a ondas mecánicas que tienen un rango de frecuencias mayor que el sonido audible (20 Hz - 20 kHz). En las aplicaciones de imagen médica por ultrasonido se utilizan frecuencias entre 1 - 20 MHz . La técnica más común de imagen por ultrasonido, la ecografía o imagen en modo-B (por *brillo*) utiliza el principio de ecolocalización, el cual se basa en la recepción de ecos producidos cuando el ultrasonido se refleja en la dirección del emisor (figura 1.1) [1]. Al enviar un haz de ultrasonido a través del cuerpo humano, este se refleja y dispersa en regiones con variaciones de impedancia acústica. De esta manera, parte de la energía del pulso incidente regresa a la fuente emisora (un transductor), la cual detecta el eco recibido y transforma su energía en una señal eléctrica. A partir del tiempo que tomó al pulso llegar a la estructura ecogénica (que forma el eco) y al eco regresar al detector, es posible determinar la profundidad a la cual se generó el eco. Tras barrer el haz de ultrasonido a lo largo de un plano de visión, es posible generar una imagen de las estructuras ecogénicas del interior del cuerpo [2].

El ultrasonido médico presenta muchas ventajas respecto a otras modalidades de imagen como su bajo costo, la generación de imágenes en tiempo real, su movilidad y lo más importante, su bajo riesgo, ya que al utilizar radiación no ionizante se protegen los tejidos expuestos a las ondas acústicas, siempre y cuando la intensidad de las ondas acústicas y el tiempo de exposición se restrinjan a los límites recomendados [3].

Dos limitaciones comúnmente asociadas a la imagen por ultrasonido son el “ruido” en las imágenes y la subjetividad a la hora de evaluar dichas imágenes. En particular, el “ruido” de la imagen de ultrasonido es un patrón de moteado que surge de la interferencia de los ecos dispersados por variaciones de impedancia acústica más pequeñas que la longitud de onda. Por tanto, las señales que dan lugar al patrón de moteado

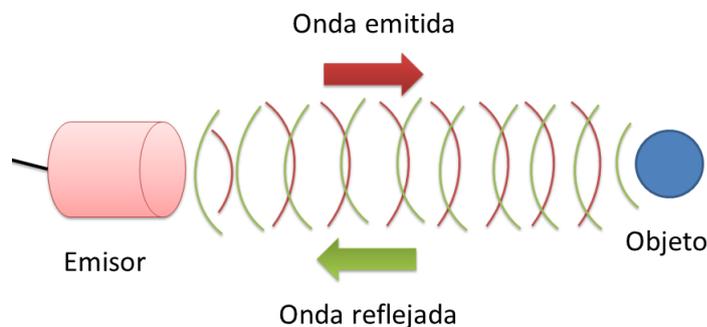


Figura 1.1: Un emisor envía un pulso de ultrasonido que se refleja al encontrar un objeto, lo cual produce un eco que es detectado por el mismo emisor.

están asociadas con la microestructura tisular [4].

Un sistema de ultrasonido diagnóstico es un conjunto de componentes electrónicos y mecánicos que permite a las y los médicos visualizar estructuras por medio del principio de ecolocalización utilizando ultrasonido. A grandes rasgos, está compuesto por un monitor donde se visualiza la imagen, botones y perillas que sirven para manipular ajustes y características de la imagen, puertos de entrada y salida para compartir la información adquirida, y transductores de ultrasonido. Estos últimos tienen en su interior un conjunto de elementos cerámicos piezoeléctricos, los cuales producen una corriente eléctrica pequeña cuando sufren una presión mecánica y sufren una deformación cuando se les aplica una corriente eléctrica. Cada elemento piezoeléctrico está conectado a líneas de transmisión donde circulan señales eléctricas para estimular los elementos piezoeléctricos; también transportan las señales eléctricas que se producen a partir de la detección de los ecos recibidos por los mismos elementos y transformar la fuerza acústica incidente en una señal eléctrica. Los transductores son los componentes más sensibles, ya que los elementos piezoeléctricos pueden quedar inservibles si reciben algún golpe o se daña el cable al cual están conectados [5].

1.2. Control de calidad en ultrasonido médico

Podemos definir el control de calidad (QC, por sus siglas en inglés) como el conjunto de pruebas específicas requeridas para asegurar el funcionamiento eficaz y seguro de un equipo [6]. Por otra parte, un programa de control de calidad en diagnóstico por imágenes es aquél que establece las pruebas de control de calidad que deben realizarse en todos los equipos involucrados en equipos de diagnóstico, así como criterios para que su utilización se haga de forma eficiente, posibilitando la obtención de imágenes de alta calidad diagnóstica con el menor riesgo posible al paciente y al personal de operación [7].

En el caso de la imagen por ultrasonido, el objetivo de un programa de control de ca-

lidad es mantener un alto desempeño en los equipos de ultrasonido. El establecimiento y el seguimiento de programas de control de calidad de ultrasonido médico son muy importantes ya que permiten detectar problemas en el funcionamiento del equipo antes de que sean clínicamente relevantes. Además, cuando se sospecha un mal funcionamiento del equipo, se pueden emplear pruebas de control de calidad para determinar la fuente del mal funcionamiento y tomar acciones para resolver los problemas encontrados [8].

1.3. Regulaciones y recomendaciones

Distintos organismos internacionales como el American College of Radiology, el American Institute of Ultrasound in Medicine [9], la International Electrotechnical Commission [10, 11], entre otros [12], han desarrollado distintas pruebas y protocolos para control de calidad de equipos de ultrasonido médico, enfocadas en la técnica de ecografía. En México no existen regulaciones que indiquen cómo y cuándo se deben realizar este tipo de pruebas, tal y como si las hay para equipos que utilizan radiación ionizante [13, 14].

Las Normas Oficiales Mexicanas de las dos últimas décadas [15, 16, 17] sólo indican el tipo de documentación requerida, los instructivos que se deben tener, las dimensiones de la habitación donde se encuentra el equipo, el perfil del personal y el mobiliario necesario. La NOM-028-SSA3-2012 [17] en sus apartados 7.3, 7.4 y el PROY-NOM-028-SSA3-2018 [16] en su apartado 6.5 especifica que “*se debe tener un programa de mantenimiento preventivo y correctivo del equipo de ultrasonografía diagnóstica*”, mas no indica si se debe aplicar un protocolo de control de calidad.

1.4. Justificación

Dado que en México no existen regulaciones que orienten sobre cómo llevar a cabo protocolos de control de calidad de la técnica de ecografía, y considerando la existencia de varios protocolos internacionales, es necesario contar con una guía que compile las pruebas más importantes, provea orientación sobre cómo realizarlas e indique las acciones que deben tomarse al encontrar algún tipo de mal funcionamiento. La implementación de esta guía permitiría conocer el estado actual de los equipos que se encuentran brindando servicio. Para poder realizar la pruebas de manera reproducible y objetiva, se necesita que éstas pruebas estén basadas en resultados provenientes de análisis cuantitativos.

Para poder diseñar la guía basada en pruebas cuantitativas mencionadas en el párrafo anterior, es preciso entender los principios físicos de la interacción de las ondas de ultrasonido con el tejido, así como las bases físicas y matemáticas del proceso de la formación de imagen. Dicho conocimiento permitirá establecer pruebas basadas en la caracterización física del equipo.

1.5. Objetivo

El objetivo de esta tesis fue desarrollar y aplicar un marco de caracterización física de propiedades de campos acústicos producidos por equipos de ultrasonido médico que se utilicen como pruebas cuantitativas dentro de un protocolo de control de calidad para la imagen ecográfica.

1.5.1. Objetivos específicos

1. Realizar una investigación bibliográfica de distintas pruebas de control de calidad de ultrasonido médico, compilando las pruebas más importantes en un manual de pruebas de control de calidad.
2. Diseñar herramienta de *software* para el análisis de las imágenes de las pruebas cuantitativas en el sistema de cómputo numérico *MATLAB*.
3. Realizar pruebas preliminares a distintos equipos de ultrasonido médico ubicados en institutos de salud de la Ciudad de México.
4. Analizar los datos adquiridos mediante las herramientas desarrolladas en el objetivo específico 2, considerando los criterios de aceptación establecidos por los organismos internacionales.

La organización de la tesis es la siguiente. El capítulo 2 presenta el marco teórico. El capítulo 3 describe la metodología de adquisición y procesamiento de las imágenes de ultrasonido médico. El capítulo 4 presenta los resultados. El capítulo 5 discute los resultados obtenidos. En el capítulo 6 se presentan las conclusiones de la tesis. Por último se encuentran dos apéndices: en el primero se muestran distintas técnicas de ultrasonido y en el segundo los resultados de la prueba de linealidad.

Marco teórico

2.1. Radiación

La radiación es energía en movimiento y se divide en dos tipos: ionizante y no ionizante. El primer tipo de radiación tiene la suficiente energía para excitar electrones con la suficiente energía para generar iones, los cuales son átomos o moléculas que tienen carga eléctrica debido a esa falta de electrones. Los rayos-x usados en imagen médica son un ejemplo de radiación ionizante. La radiación ionizante afecta a las células del cuerpo humano provocando rupturas en el ADN y generando radicales libres. El segundo tipo no posee suficiente energía para producir iones, aunque puede interactuar con el medio [18]. Por tanto, la radiación no ionizante se considera, en general, de menor riesgo que la ionizante [19].

Con base en las definiciones anteriores, las ondas mecánicas pueden clasificarse como radiación no ionizante. Es por eso que, en general, las aplicaciones diagnósticas del ultrasonido implican un menor riesgo a la salud en comparación con aquellas técnicas de imagen que utilizan radiación ionizante, como por ejemplo los rayos X [1].

2.2. Ondas y sonido

Una onda es una perturbación de la materia o de alguna propiedad del espacio, que transporta energía. Las ondas se dividen en transversales y longitudinales. Lo que caracteriza a las ondas transversales es que la dirección de movimiento es perpendicular a su vibración, mientras que las ondas longitudinales tienen una dirección de movimiento paralelo a la vibración (por ejemplo, las ondas acústicas) (figura 2.1) [20].

El sonido es energía mecánica transmitida por ondas de presión en un medio material. Cuando el sonido viaja de una zona a otra transporta energía y esta causa un ligero desplazamiento oscilatorio de la materia [21]. De acuerdo con estas características, las ondas acústicas son longitudinales [20].

El estudio de la propagación de las ondas acústicas requiere de la especificación de

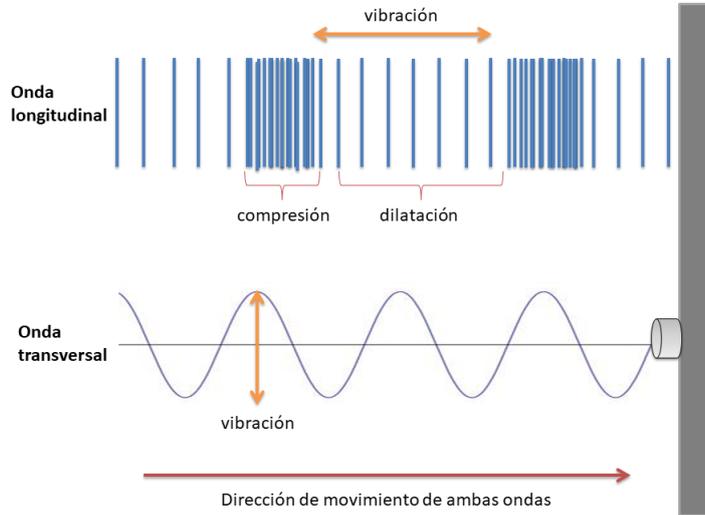


Figura 2.1: La característica de las ondas longitudinales es que el medio se desplaza en la dirección del movimiento de la onda, mientras que en la onda transversal el medio se desplaza en dirección perpendicular al movimiento de la onda.

la ecuación de onda. En el caso de las aplicaciones médicas del ultrasonido, el medio de interés en el cual se propaga este tipo de ondas es el tejido humano. Ya que los tejidos tienen gran cantidad de agua, comúnmente suele modelarse al tejido blando como un fluido. Con el paso de la onda, las partículas del fluido se desplazan de su posición de equilibrio una distancia (u), con velocidad (v). Este cambio también corresponde a un cambio en la presión local (p). En un fluido homogéneo y sin viscosidad, la velocidad de la partícula se relaciona con su desplazamiento [1]

$$v = \frac{\partial u}{\partial t} \quad (2.1)$$

Para ondas longitudinales, es posible definir el potencial de velocidad de partícula como

$$v = \nabla \phi \quad (2.2)$$

y la presión como

$$p = -\rho \frac{\partial \phi}{\partial t} \quad (2.3)$$

donde ρ es la densidad del medio en reposo. Considerando la conservación de momento y de masa, así como linealidad entre los cambios en densidad y presión, la propagación

de la onda en dirección x está dada por la ecuación de onda en coordenadas cartesianas

$$\frac{\partial^2 \phi}{\partial x^2} - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 \phi}{\partial t^2} = 0 \quad (2.4)$$

donde c es la rapidez del sonido determinada por las características del medio [1].

La ecuación anterior (2.4) se puede generalizar a 3 dimensiones como

$$\nabla^2 \phi - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 \phi}{\partial t^2} = 0 \quad (2.5)$$

cuya solución es una onda longitudinal plana que viaja en dirección del vector unitario \hat{k} [1]

$$\phi(\vec{x}, t) = \phi(ct - \hat{k} \cdot \vec{x}) \quad (2.6)$$

Las ondas armónicas (variaciones senoidales) planas son un caso particular de la ecuación 2.6 y se expresan como

$$\phi(\vec{x}, t) = \phi_0 \exp[ik(ct - \hat{k} \cdot \vec{x})] \quad (2.7)$$

Si se sustituye la ecuación 2.7 en la ecuación de onda 2.5 se obtiene la relación de dispersión

$$c = \frac{\omega}{k} \quad (2.8)$$

donde $\omega = 2\pi f$ es la frecuencia angular y $k = 2\pi/\lambda$ es el número de onda, con λ la longitud de onda [22].

Un ciclo es una oscilación o secuencia de expansión y compresión del medio en el que se propaga la onda acústica, y el tiempo que tarda la onda en repetir una oscilación es el periodo (T). Un parámetro muy importante para la descripción de la onda es la frecuencia (f), la cual es el inverso del periodo e indica el número de ciclos que ha realizado la onda por unidad de tiempo [20]

$$f = \frac{1}{T} \quad (2.9)$$

La frecuencia esta determinada por la fuente del sonido y su unidad es *ciclos por segundo* o *Hertz (Hz)*. Las ondas de sonido con frecuencias mayores a 20 kHz se les conoce como **ultrasónicas**. En el área del ultrasonido diagnóstico se utilizan frecuencias de $1\text{-}20 \text{ MHz}$ [21]. La longitud de onda (λ) es la distancia que recorrió la onda después de una oscilación y se relaciona con la frecuencia y la velocidad del sonido

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (2.10)$$

Esta ecuación sólo es valida para ondas armónicas, las cuales son solución a la ecuación de onda para un fluido homogéneo sin viscosidad [20, 1].

Específicamente, para ondas longitudinales en fluidos, la rapidez de propagación de la onda se define como

$$c = \sqrt{\frac{B}{\rho}} \quad (2.11)$$

donde ρ es la densidad del medio y B es una propiedad del medio llamada módulo de compresibilidad, el cual cuantifica la resistencia del material a ser comprimido [21]. La rapidez del sonido en tejidos blandos varía entre 1350 m/s y 1800 m/s , con un valor promedio de 1540 m/s [22].

2.3. Escala decibel (dB)

En el sentido del oído no existe una proporcionalidad directa entre la intensidad del estímulo y el grado de la sensación percibida. Podemos percibir desde sonidos extremadamente débiles, próximos al umbral de audición, hasta sonidos un billón de veces más intensos. Si se tienen dos fuentes de sonido idénticas actuando simultáneamente, no producen en el oído una sensación igual al doble que la sensación producida por una sola fuente. Esto se debe a que la sensación sonora se rige, de forma aproximada, por la ley de Weber-Fletcher, según la cual la sensación es función lineal de logaritmo de la intensidad [23].

La notación Decibel provee una comparación entre dos niveles de intensidad [21], e indica la diferencia relativa a partir de una referencia o de un punto inicial. Si se tienen dos valores de intensidad acústica I_1 e I_2 , entonces

$$\text{Nivel de intensidad relativa (dB)} = 10 \log \left(\frac{I_2}{I_1} \right) \quad (2.12)$$

El factor de diez que multiplica al logaritmo, lo convierte en decibel en vez de belio, y se incluye porque, aproximadamente, la variación más pequeña del sonido apenas perceptible por el oído humano es un decibel.

Los transductores de ultrasonido producen señales eléctricas proporcionales a la amplitud de la onda acústica incidente, por tanto si se tienen dos amplitudes A_1 y A_2 .

$$\text{Nivel de señal relativa (dB)} = 20 \log \left(\frac{A_2}{A_1} \right) \quad (2.13)$$

El factor de 20 proviene del hecho de que para ondas armónicas, la intensidad es proporcional al cuadrado de la amplitud y a que el logaritmo del cuadrado de una cantidad es igual a 2 veces el logaritmo de la cantidad [24].

2.4. Interacción del ultrasonido con la materia

Para entender el proceso de formación de la imagen ecográfica se necesita conocer cómo se producen, propagan e interactúan los haces de ultrasonido producidos por los

equipos de imagen con el tejido. La energía que tiene el haz de ultrasonido interactúa con el medio de distintas maneras. Cuando el haz de ultrasonido penetra el cuerpo humano, se dispersa debido a una diferencia de impedancia acústica y se atenúa conforme viaja por los tejidos. Por tanto, la información que contiene una imagen de ultrasonido esta influenciada por los procesos físicos que acaecen mientras se propaga la onda acústica por el medio.

2.4.1. Impedancia acústica

La impedancia es la relación entre la magnitud de una acción periódica y la respuesta producida en el sistema físico; en el caso de las ondas acústicas, la impedancia acústica es una relación que involucra la propagación de ondas sonoras en un medio acústico [22].

Entonces, cuando se estudia la propagación de una onda, se define la impedancia acústica específica como

$$Z = \frac{p}{v} \quad (2.14)$$

donde p es la presión acústica y v la rapidez asociada a la partícula oscilante en el medio. Z indica la resistencia del medio a ser perturbado por la onda y es una propiedad característica del medio y del tipo de onda [22].

En particular, cuando se tiene una onda armónica plana, la impedancia acústica se reduce a

$$Z = \pm c\rho \quad (2.15)$$

La expresión anterior se conoce como la impedancia acústica característica. Para una onda armónica plana, el signo de la impedancia acústica característica nos indica la dirección en la que viaja, pero su magnitud no cambia [22, 25].

2.4.2. Atenuación

La atenuación es la pérdida de energía por distancia recorrida dentro del medio. En tejidos biológicos la refracción, reflexión, dispersión y absorción contribuyen a esta pérdida de energía a través del tejido. Para una onda armónica plana que viaja en dirección x , podemos expresar la amplitud de la onda como

$$A(x, t) = A_0 \exp(i(\omega t - kx)) \exp(-\alpha x) \quad (2.16)$$

donde α es el coeficiente de atenuación [22].

La atenuación en tejido blando está dada en decibeles por centímetro (dB/cm) y para la mayoría de los tejidos blandos el coeficiente de atenuación va de 0.5 a 1 dB/cm a 1 MHz . Como buena aproximación se tiene que la atenuación en tejido blando es proporcional a la frecuencia de ultrasonido. Un incremento en la atenuación cuando se

incrementa la frecuencia disminuye la penetración de la onda en el tejido. Dado que la resolución espacial mejora al aumentar la frecuencia, existe un compromiso entre el uso de altas frecuencias ya que, a mayor frecuencia, menor penetración. [21, 19].

En tejidos blandos aproximadamente el 90 % de la atenuación se debe a la absorción, mientras que la dispersión contribuye en un 10 % [19, 25].

2.4.3. Absorción

La absorción es el proceso de conversión de energía de la onda en calor. Ocurre cuando las fluctuaciones de densidad del medio entran en desfase con las fluctuaciones de presión de la onda [26].

El mecanismo clásico de absorción del ultrasonido en fluidos se debe a las fuerzas de fricción que actúan de manera opuesta al movimiento periódico de las partículas en el medio. De esta manera se tiene que el coeficiente de absorción μ_a es

$$\mu_a = \frac{2\eta\omega^2}{3\rho c^3} \quad (2.17)$$

donde η es la viscosidad del fluido, ρ es su densidad, c es la rapidez de propagación de la onda y ω la frecuencia angular de la onda [26].

Otro fenómeno que contribuye a la absorción es la relajación. Si la energía almacenada entre una parte del sistema cambia súbitamente por una influencia externa, la energía será redistribuida para lograr el equilibrio entre el sistema por medio de una relajación. Los compartimientos donde se encuentra esta energía y que están relacionados con el proceso de la relajación en fluidos, son la energía molecular vibracional y la estructura molecular. La energía en estos compartimientos cambia cuando pasa la onda. El exceso de energía es compartido entre los compartimientos y la transferencia de energía está asociada con los cambios en la fase de la energía. Este desfase en la energía interfiere con la onda, y es cuando la absorción se produce [26].

La absorción también tiene unidades de decibeles por centímetro (dB/cm) y su dependencia con la frecuencia para tejido graso, músculo y sangre se muestra en la figura 2.2

2.4.4. Reflexión

La reflexión ocurre cuando el haz de ultrasonido interactúa con la interfaz entre dos medios de distinto valor de impedancia acústica Z . Si consideramos una onda plana que viaja con rapidez c_1 en un medio con impedancia acústica Z_1 , la cual incide sobre una interfaz plana de una segunda superficie con impedancia Z_2 , entonces, el ángulo de incidencia θ_i , de transmisión θ_t y de reflexión θ_r , medidos respecto a la normal de la superficie (figura 2.3), se relacionan con la versión acústica de la ley de Snell, donde $\theta_i = \theta_r$ [19]:

$$\frac{\text{sen}\theta_i}{\text{sen}\theta_t} = \frac{c_1}{c_2} \quad (2.18)$$

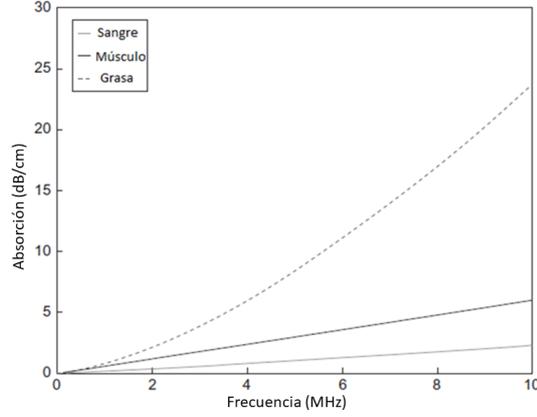


Figura 2.2: Absorción como función de la frecuencia para tres tejidos distintos. Imagen reproducida de [1].

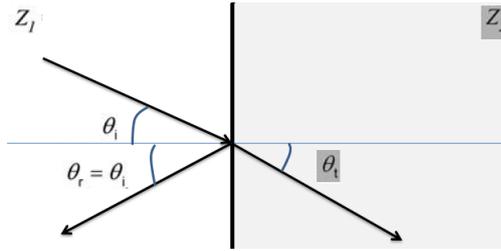


Figura 2.3: Onda plana incidiendo en una interfaz que separa dos medios con diferente impedancia acústica. La onda se refleja y se transmite cuando llega a la interfaz. Al cambio de dirección de la onda transmitida se le conoce como refracción.

La reflexión y refracción ocurren en interfaces de tamaño mucho mayor que la longitud de onda. En condiciones de incidencia normal ($\theta_i = 0$), la amplitud de la onda reflejada dependerá de la diferencia entre Z_1 y Z_2 . Una porción de la energía regresará al transductor y la otra porción continuará viajando a través del medio en la dirección inicial sólo en condiciones de incidencia normal, de otra forma es refractada. La amplitud de presión de la onda incidente P_i y de la onda reflejada P_r se relacionan con el coeficiente de reflexión R [19]. Para ondas planas en un fluido se tiene que

$$R = \frac{P_r}{P_i} = \frac{Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t} \quad (2.19)$$

La amplitud de la onda incidente y de la onda transmitida (P_t) se relacionan mediante el coeficiente de transmisión (T) [1]:

$$T = \frac{P_t}{P_i} = \frac{2Z_2 \cos \theta_i}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t} \quad (2.20)$$

2.4.5. Dispersión

También conocida como esparcimiento, la dispersión se refiere al redireccionamiento de parte de la potencia de la onda de ultrasonido incidente con estructuras que son del orden de la longitud de onda o más pequeñas [19].

Muchos de los tejidos humanos tienen una estructura con muchos dispersores lo cual provee información diagnóstica contenida en la imagen de ultrasonido. El patrón de moteado en el parénquima de un tejido surge de la interferencia de ecos producidos por distribuciones aleatorias de dispersores como lo son las células, fibras de colágeno de la matriz extracelular, etc. Diferencias en los valores promedio de las amplitudes dispersadas que existen de una región a otra causan cambios de brillo en la imagen. En general, el valor promedio de las señales de eco provenientes de los tejidos depende del número de dispersores por unidad de volumen, la diferencia de impedancia acústica entre los dispersores y el medio circundante, del tamaño de los dispersores y de la frecuencia de ultrasonido utilizada [24, 27].

Existen varios términos para describir la relación entre los valores promedio de la ecogenicidad de diferentes regiones de la imagen. El término *hipercóico* (amplitud de dispersión alta) describe una región para la cual los ecos tienen una mayor amplitud (brillantes) respecto a la amplitud de las estructuras a su alrededor. El término *anecóico* (amplitud de dispersión baja) describe una región en la cual los ecos tienen una amplitud menor (oscuros) en comparación con el tejido circundante, y el término *isocóico* describe una estructura que tiene una amplitud igual al tejido circundante [24]. Estas regiones se pueden observar en una imagen en Modo-B de un maniquí (2.4).

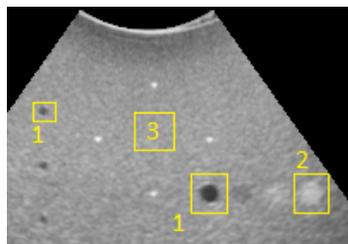


Figura 2.4: Imagen en Modo-B de un maniquí el cual contiene estructuras en su interior.

(1) Estructuras anecóicas, (2) Estructura hipercóica, (3) Patrón de moteado que producen los dispersores.

2.5. Transductores

Un transductor es un dispositivo que convierte energía o señales en otro tipo de energía o señales. Los transductores de ultrasonido están compuestos por uno o más elementos cerámicos, llamados materiales piezoeléctricos que convierten energía acústica

en señales eléctricas y energía eléctrica en energía acústica. Son usados como detectores y transmisores de ondas de ultrasonido [21].

Los materiales piezoeléctricos tienen arreglos de dipolos magnéticos bien ordenados, los cuales se desalinean cuando una presión mecánica se les aplica, produciendo un desequilibrio en la distribución de carga y creando una diferencia de potencial en el elemento cerámico. Cuando se le aplica una presión perpendicular en una de las caras del elemento piezoeléctrico, se genera una diferencia de potencial eléctrica entre sus caras opuestas. Inversamente, si se aplica un voltaje al elemento piezoeléctrico, se producirá una expansión y/o contracción del material [24].

En los equipos de ultrasonido actuales, los transductores compuestos por arreglos de elementos piezoeléctricos son los más utilizados y consisten en un conjunto de entre 120 y 250 elementos piezoeléctricos ligeramente separados uno del otro. Los elementos piezoeléctricos tienen circuitos de transmisión y recepción que están conectados por medio de un cable coaxial al sistema de imagen. Un canal se define como un elemento piezoeléctrico en el arreglo con su respectivo circuito; el número de canales determina el número de elementos en el arreglo [21]. Pequeñas descargas de energía eléctrica son enviadas desde el circuito transmisor en el equipo por medio del cable coaxial hasta el elemento piezoeléctrico, el cual vibra a una determinada frecuencia de resonancia que depende del grosor del elemento piezoeléctrico, produciendo un pulso de ultrasonido que se propaga al interior del cuerpo al poner el transductor en contacto con el o la paciente. Al elemento piezoeléctrico se le coloca uno o dos materiales acopladores que maximizan la transferencia de energía acústica entre el elemento piezoeléctrico y el tejido. Todos los elementos piezoeléctricos se colocan sobre un material amortiguador que minimiza la duración del pulso (figura 2.5). Una carcasa de plástico cubre los componentes interiores del dispositivo [1, 5].

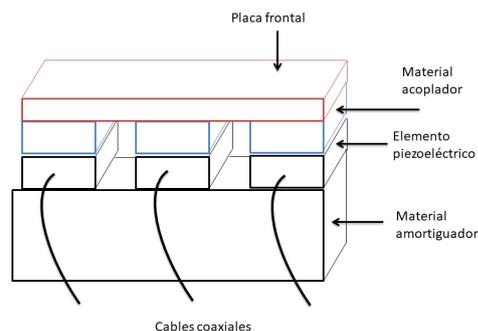


Figura 2.5: Estructura interna de un transductor con múltiples elementos piezoeléctricos.

Cuando se tiene un transductor amortiguado, se produce un pulso corto de ultrasonido cada vez que hay una descarga eléctrica. Esto provoca que la energía de ultrasonido no contenga una frecuencia única, si no un rango de frecuencias. Este rango se le conoce como el ancho de banda del pulso de ultrasonido (figura 2.6).

Una característica importante del pulso de ultrasonido es su duración (DP), que

2. MARCO TEÓRICO

está dado por

$$DP = N_c T \quad (2.21)$$

donde N_c es el número de ciclos del pulso y T es el periodo de la onda. Como la frecuencia es el inverso del periodo, entonces

$$DP = \frac{N_c}{f} \quad (2.22)$$

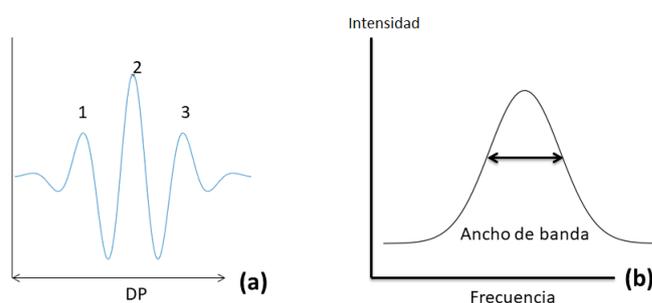


Figura 2.6: Relación entre el ancho de banda de la frecuencia y la duración del pulso. (a) Pulso de 3 ciclos, (b) Distribución de frecuencias del pulso.

Si las frecuencias utilizadas en el ultrasonido médico van de 1-20 MHz , las duraciones de pulso considerando pulsos de tres ciclos serán de 0.15-3 μs .

2.5.1. Arreglos de transductores

Existen arreglos lineales, en fase y convexos. Un arreglo puede contener de 120 a 250 elementos piezoeléctricos rectangulares.

Los transductores con arreglos lineales generan la imagen activando secciones de elementos piezoeléctricos que enfocan el haz y producen un barrido de haces. Los ecos que provienen de cada haz llegan al transductor y pasan por el generador de haz, el cual suma los ecos y genera una única señal de eco para cada línea (n) del haz. Inmediatamente después de recibir la última señal proveniente de las estructuras más profundas, se envía otra línea (n+1) de haz y se reciben sus ecos (figura 2.7). El proceso de la activación de elementos piezoeléctricos se produce a lo largo del arreglo y se repite continuamente durante el escaneo para producir secuencias de imágenes bidimensionales. Una imagen rectangular se produce utilizando el arreglo lineal [1].

Los transductores de arreglos en fase están compuestos por 64 a 128 elementos individuales ordenados como el arreglo lineal, pero en este caso se activan los cristales piezoeléctricos de manera sincronizada para producir el pulso de ultrasonido. Por medio de desfases temporales en la activación de los elementos se puede orientar el haz en cierta dirección y durante la recepción de los ecos, todos los elementos funcionan como detectores (figura 2.7) [24].

Los transductores curvilíneos o convexos, usan la misma técnica descrita para los transductores lineales, con la diferencia de que los elementos piezoeléctricos se encuentran situados sobre una superficie convexa y por lo tanto las líneas del haz salen con distintos ángulos (figura 2.7) [24].

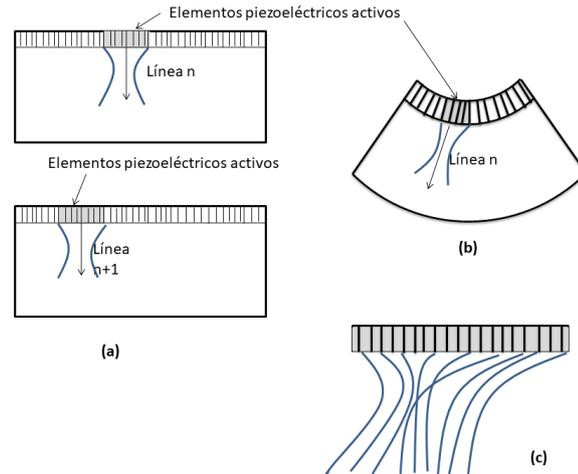


Figura 2.7: Arreglos de transductores y su forma de escaneo (a) Arreglo lineal, (b) Arreglo curvilíneo (c) Arreglo en fase.

Comúnmente un sistema de imagen por ultrasonido viene acompañado de un conjunto de transductores con diferentes geometrías y diferentes frecuencias de operación; la elección del transductor depende del tipo de evaluación que se vaya a realizar. Para el estudio de órganos que se encuentran en la parte abdominal se utilizan transductores curvilíneos que funcionan a bajas frecuencias ($2-5\text{ MHz}$), los cuales permiten una mejor penetración, a costas de la resolución espacial. Los transductores lineales son mejores para estudios superficiales ya que utilizan frecuencias más altas. Y los arreglos en fase se utilizan para estudios cardiacos y obstétricos [28].

2.6. Campos acústicos

El campo acústico producido por el transductor de ultrasonido puede dividirse en tres regiones con respecto a la dirección a lo largo de la cual se propaga el pulso de ultrasonido: el campo cercano, la zona focal y el campo lejano. La definición de estas regiones indica que la energía acústica está bien confinada [1].

La distribución espacial de energía producida por el transductor se puede describir por medio de la difracción. La difracción es el fenómeno en el que fuentes puntuales de onda crean un campo a partir de la interferencia mutua de las ondas generadas a lo largo de la fuente [1]. Por otra parte, el principio de Huygens-Fresnel establece que:

2. MARCO TEÓRICO

“una apertura puede descomponerse en una colección de fuentes puntuales, de modo que el campo producido por la apertura es una superposición de ondas esféricas irradiadas desde cada fuente puntual” [19].

Para poder describir el campo acústico es necesario establecer un sistema de referencia. Para una fuente plana (un arreglo lineal de elementos piezoeléctricos o aproximadamente una sección angular pequeña de un arreglo convexo) x es paralelo a la cara del transductor, el eje y es el eje de elevación perpendicular al plano de la imagen y el eje z indica la dirección de propagación del haz (figura 2.8).

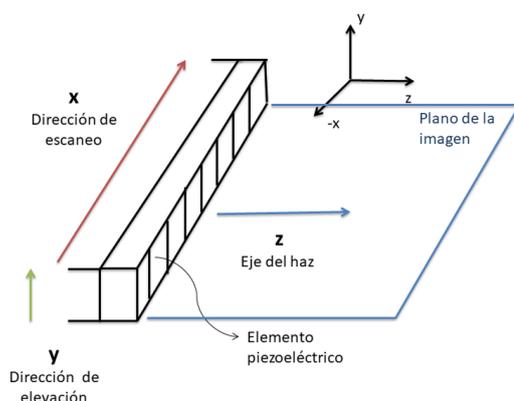


Figura 2.8: Sistema de referencia para la descripción del campo acústico.

2.6.1. Campo cercano y lejano

El campo cercano es la zona del haz que se encuentra adyacente a la cara del transductor y el cual tiene una forma convergente. El campo lejano es la zona donde el haz diverge y se encuentra al término de la zona focal (figura 2.9). La convergencia del campo cercano se produce en la zona focal debido a la interferencia constructiva de los pulsos enviados.

2.6.2. Enfoque

El enfoque se utiliza para mejorar la resolución espacial a través del estrechamiento del haz en una región seleccionada. Hay varias maneras de enfocar el haz: por medio de lentes acústicas en la superficie del transductor, creando una curvatura en el propio transductor o por medios electrónicos en los que una secuencia de pulsos retardados son enviados al arreglo piezoeléctrico para producir un frente de onda equivalente al producido por una lente [1]. En este trabajo sólo nos concentraremos en el enfoque producido electrónicamente ya que es el utilizado por los equipos de ultrasonido médico.

La distancia focal es la longitud que hay entre el transductor y la zona más estrecha del haz. La zona focal está definida como la región sobre la cual el ancho del

haz permanece aproximadamente constante (figura 2.9). Si se activa un solo elemento piezoeléctrico se producirá un haz con perfil divergente, lo cual no es muy útil; en cambio, si se activan varios elementos a la vez, los haces individuales interfieren de manera constructiva y destructiva a lo largo de la dirección del haz, generando así un haz colimado [24].

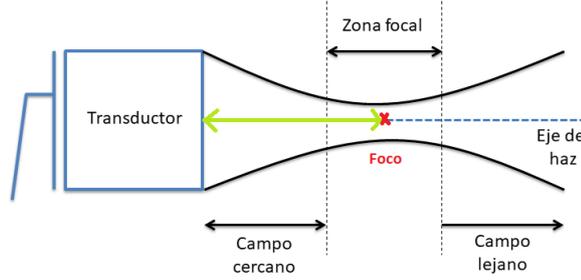


Figura 2.9: Diagrama de las 3 zonas del haz (campo cercano, zona focal y campo lejano).

Para poder enfocar el haz, se mandan a los elementos piezoeléctricos pulsos retardados que simulan el efecto de una lente convergente. La apertura activa es el tamaño de la superficie de los elementos piezoeléctricos activos. Los primeros elementos en estimularse son los que se encuentran en los extremos de la apertura activa, activando por último los elementos centrales. Los retrasos compensan la mayor distancia que tienen que viajar los frentes de onda producidos por los elementos en los extremos de la apertura activa en comparación con las distancias de los elementos centrales. El tiempo de retardo de cada elemento (n) es

$$\tau_n = \frac{r - \sqrt{(x_r - x_n)^2 + z_r^2}}{c} + t_0 \quad (2.23)$$

donde $r = \sqrt{x_r^2 + z_r^2}$ es la distancia del centro de cada elemento al foco, x_n es la distancia del origen al centro del elemento n , z_r es la profundidad del foco a partir del centro de la apertura activa y t_0 es una constante para evitar retardos negativos [1]. Al interferir, los frentes de onda de cada elemento producen un nuevo haz convergente, creando la zona focal, el campo cercano y el campo lejano (figura 2.10). La distancia focal se puede variar aplicando distintos tiempos de desfase entre los pulsos electrónicos enviados a los elementos piezoeléctricos.

Los elementos piezoeléctricos del transductor también funcionan como receptores de los ecos. Durante la recepción, el equipo procesa las señales detectadas de manera similar al enfoque electrónico durante la emisión del pulso. Para enfocar durante la recepción, se aplican desfases electrónicos a las señales de eco producidas por cada elemento dentro de la apertura activa. Los ecos que llegan a los elementos piezoeléctricos externos viajan una distancia mayor que aquellos que llegan al centro del arreglo. Las señales que llegan a cada elemento se les debe aplicar un desfase temporal para así evitar pérdida de resolución. Los retrasos dependen de la distancia de la fuente de los ecos a cada uno de los elementos de la apertura activa, la cual se puede calcular a partir

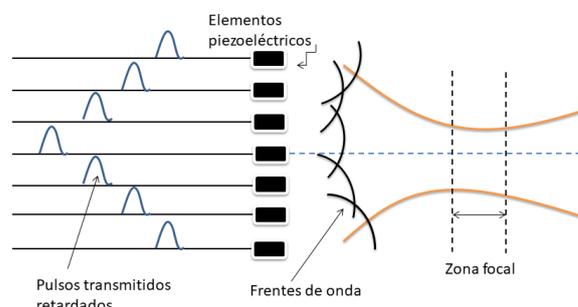


Figura 2.10: Retardos temporales que crean un perfil convergente del haz de ultrasonido.

de la ecuación de tiempo de vuelo (2.37), para que al momento de sumar las señales éstas se encuentren en fase y se obtenga una única señal de cada reflector en el medio.

El proceso de enfoque durante la recepción puede efectuarse de manera dinámica, es decir, aplicando retardos variables en función de la profundidad (tiempo). El retraso aplicado a la señal detectada por cada elemento piezoeléctrico disminuye como función del tiempo debido a que, a mayor profundidad, la diferencia de fase de los ecos detectados por elementos en la periferia y el centro disminuye [24].

Para evitar las variaciones del ancho del haz con la profundidad, causadas por el aumento dinámico de la profundidad del foco durante la recepción, se varía también el tamaño de la apertura dinámica. Aperturas pequeñas son utilizadas para detectar los ecos superficiales; al ir detectando la llegada de ecos de mayor profundidad, el número de elementos utilizados para recibir las señales aumenta y eso implica que la apertura también aumenta. Esto mantiene una resolución lateral aproximadamente constante [21].

2.6.3. Resolución espacial

La resolución espacial es la capacidad que tiene el sistema de diferenciar dos estructuras pequeñas que se encuentran muy cercanas una de la otra. Ésta característica de la imagen está altamente relacionada con la frecuencia del pulso de ultrasonido, ya que mientras mayor sea la frecuencia, se tendrá una mejor resolución espacial. Sin embargo, el costo de mejorar la resolución es que se generará una mayor atenuación y por lo tanto una menor penetración. Es necesario tener en cuenta todas estas características al momento de elegir una frecuencia para evaluar el tejido de interés [21].

Para comprender la resolución espacial y el patrón de moteado de una imagen de ultrasonido es importante conocer la función de dispersión puntual (PSF, por su nombre en inglés: *point spread function*). La PSF es la imagen producida por una estructura puntual. La extensión espacial de la PSF determina los límites de resolución espacial. Debido a la difracción, existe un límite para la resolución de una imagen [29].

La resolución axial (RA) es la capacidad que tiene el sistema de distinguir dos estructuras pequeñas que se encuentran a lo largo de la dirección de propagación del

haz y muy cercanas entre sí. Para lograr una buena resolución axial es necesario que los ecos recibidos no se superpongan. La mínima separación entre dos objetos reflectores que se requiere para lograr una buena resolución axial es [21]

$$RA = \frac{SPL}{2} = \frac{(\#ciclos)\lambda}{2} \quad (2.24)$$

donde SPL es la longitud espacial del pulso (*spatial pulse length*). La división entre 2 se debe a que el pulso hace un viaje de ida y vuelta del transductor al reflector y después del reflector al transductor. Los equipos de ultrasonido típicamente tienen una resolución axial menor que 1 mm [19].

La resolución lateral (RL) es la capacidad que tiene el sistema de distinguir dos objetos pequeños en el plano de la imagen que están alineados de manera perpendicular a la dirección axial del haz y muy cercanos entre sí. La resolución lateral está relacionada con el ancho del haz, y por tanto, varía con la profundidad. La mejor resolución lateral se tiene en la zona focal ya que ahí el haz es más estrecho [21].

El patrón del haz de ultrasonido, puede ser descrito como el campo en un plano paralelo a la cara de la apertura del transductor $U(x, y)$, donde el patrón lateral del haz se puede describir ignorando la componente y . Los equipos de ultrasonido normalmente utilizan aperturas de longitud L , y como se explicó anteriormente nos interesa conocer el campo en la zona focal, es decir, cuando $z = F$ lo que da como resultado

$$U(x) \propto \text{sinc}\left(\frac{Lx}{\lambda F}\right) \quad (2.25)$$

La adquisición de imágenes en modo pulso eco utiliza la misma apertura para transmisión y recepción, en este caso la función de dispersión puntual lateral del sistema de ultrasonido es igual al cuadrado de la ecuación anterior ($PSF = U(x)^2$) [19]. La gráfica de la función de dispersión puntual lateral es (figura 2.11)

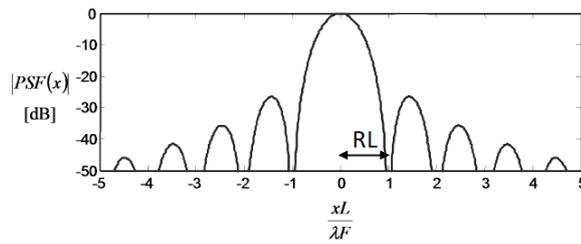


Figura 2.11: Gráfica de la función de dispersión de puntos lateral en escala de decibelios.

Imagen reproducida de [19].

El criterio de Rayleigh indica que la resolución lateral del sistema está dada por la distancia que hay entre el máximo central y el primer cero de la función. Si hacemos $\text{sinc}(Lx/\lambda F) = 0$ y despejamos x , obtenemos [19]

$$RL = \frac{\lambda F}{L} \quad (2.26)$$

En sistemas de ultrasonido la resolución lateral varía entre 1 y 2 *mm* a la profundidad del foco.

2.6.4. Patrón de moteado

El patrón de moteado de una imagen de ultrasonido se puede caracterizar a partir de sus propiedades estadísticas de primer y segundo orden [30].

Cuando el pulso de ultrasonido incide en un medio con variaciones micrométricas de impedancia acústica, el campo dispersado puede describirse geoméricamente como una caminata aleatoria bidimensional (fasores) [30, 31].

La aleatoriedad de la señales recibidas, es decir, la distribución de las amplitudes de los ecos, se pueden modelar utilizando distribuciones estadísticas matemáticas.

Cuando el número de dispersores dentro del volumen que ocupa el pulso de ultrasonido es grande y las fases de las ondas están distribuidas uniformemente, el fasor resultante tiene una componente real ϕ_r e imaginaria ϕ_i que al juntarlas dan una distribución de densidad de probabilidad circular Gaussiana.

$$p(\phi_r, \phi_i) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{\phi_r^2 + \phi_i^2}{2\sigma^2}\right) \quad (2.27)$$

Por conservación de la probabilidad, se tiene que para la magnitud del fasor $V = \sqrt{\phi_r^2 + \phi_i^2}$, la distribución de densidad de probabilidad es la de Rayleigh [30]

$$p(V) = \frac{V}{\sigma^2} \exp\left(-\frac{V^2}{2\sigma^2}\right) \quad (2.28)$$

El promedio, la varianza, y la proporción señal ruido (SNR) de la amplitud de los ecos detectados son, respectivamente [32]

$$\mu = \sqrt{\frac{\pi\sigma^2}{2}} \quad (2.29)$$

$$\sigma^2 = \sqrt{\frac{4-\pi}{2}}(\sigma) \quad (2.30)$$

$$SNR = \frac{\mu}{\sigma} \quad (2.31)$$

Utilizando esta distribución se han logrado concordancias con las características del patrón de moteado de maniqués [30].

En un área macroscópica de un maniqué de ultrasonido existen muchas variaciones microscópicas. En vez de tratar de caracterizar el área es mejor encontrar una descripción estadística del patrón de moteado [29].

Para describir las características de segundo orden se utiliza la función de autocovarianza. La autocovarianza en probabilidad y estadística es una función que nos indica la covarianza de una variable aleatoria X en dos instantes de tiempo distintos (t_1, t_2). La función de autocovarianza está relacionada con la función de autocorrelación, la cual

cuantifica la correlación entre valores de la misma variable aleatoria X en función de los dos tiempos o de un desfase temporal [33].

En este caso, ambas funciones representan la medida de similitud de las señales en dos puntos dados x_1 y x_2 , por lo que las funciones de autocovarianza $C_X(x_1, x_2)$ y autocorrelación $R_X(x_1, x_2)$ son, respectivamente

$$C_X(x_1, x_2) = E[(X(x_1) - E[X(x_1)])(X^*(x_2) - E[X^*(x_2)])] \quad (2.32)$$

$$R_X(x_1, x_2) = E[X(x_1)X^*(x_2)] \quad (2.33)$$

donde $E[X]$ indica el valor esperado y $X^*(x)$ es el complejo conjugado de la variable aleatoria [30].

Los reflectores aleatorios producen cambios aleatorios de amplitud y fase de la señal, por el faser recibido está dado por la convolución (\otimes) entre una amplitud aleatoria $a(x)$ debida a la dispersión del maniquí y la PSF $g(x)$ [29]

$$\phi = g(x) \otimes a(x) \quad (2.34)$$

Calculando la autocorrelación de la ecuación anterior, pero considerando que el medio es homogéneo y que está lleno de pequeños dispersores distribuidos uniformemente, el valor de la amplitud $a(x)$ no será función de la posición y la función de autocorrelación sólo será función de la diferencia de posiciones, es decir

$$R_\phi(\Delta x) = a_0^2(g(-\Delta x) \otimes \mu(\Delta x) \otimes g^*(\Delta x)) \quad (2.35)$$

donde $\mu_a(\Delta x)$ es la correlación entre dispersores. Si tenemos partículas muy pequeñas, el término de correlación entre dispersores lo podemos aproximar a una delta de Dirac, eso implica que [30]

$$R_\phi(\Delta x) = a_0^2(g(-\Delta x) \otimes g^*(\Delta x)) \quad (2.36)$$

En este caso límite de dispersores mucho más pequeños que la longitud de onda, el patrón de moteado lleva la información solamente de la PSF, que a su vez define la resolución espacial. Cuando se tienen grandes partículas que son de tamaño comparable a la PSF, la función de autocorrelación en la imagen se esparce (se verá un punto grande con bordes borrosos), en este caso la función de autocorrelación está dominada por el tamaño del objeto [30].

2.7. Generación de la imagen de ultrasonido

La formación de la imagen de ultrasonido requiere de un conjunto complejo de componentes que permiten implementar una técnica llamada *pulso-eco*. En esta modalidad, se envían pulsos acústicos bien definidos y de corta duración que, al viajar por el medio, se reflejan, dispersan y transmiten a través de los fenómenos descritos anteriormente.

El tiempo que tarda en regresar el eco de su punto de generación hacia el transductor, permite conocer la distancia entre el transductor y la estructura que reflejó el haz. La ecuación de tiempo de vuelo relaciona el tiempo T_v que tardó el haz en hacer el viaje de ida-vuelta y la distancia D entre el reflector y el transductor

$$D = \frac{cT_v}{2} \quad (2.37)$$

donde c es la rapidez del sonido. De manera general, los equipos de ultrasonido médico utilizan $c = 1540 \text{ m/s}$ para el cálculo de la distancia a la cual se produjeron los ecos detectados; éste es el valor promedio de la rapidez del ultrasonido en tejido blando [5]. Los ecos se detectan cuando los elementos piezoeléctricos no están emitiendo pulsos.

Los equipos modernos de ultrasonido diagnóstico son aparatos muy sofisticados. A continuación se presentan los componentes básicos.

2.7.1. Generador del haz (beam former)

El circuito generador del haz se encarga de generar los desfases temporales que permiten enfocar el haz, así como el enfoque dinámico durante la recepción [24].

2.7.2. Transmisor (pulser)

Los equipos de ultrasonido tienen sistemas que controlan la potencia para poder variar la sensibilidad del escáner. La sensibilidad es la capacidad que tiene el equipo de mostrar la señal de eco más débil. Distintos equipos de ultrasonido nombran al control de la potencia como *output*, *power*, *dB* o *transmit*. [21].

Para aumentar la sensibilidad, el circuito transmisor genera el voltaje que estimula los elementos piezoeléctricos y controla la potencia de salida (*output power*) ajustando el voltaje aplicado. Cuando se incrementa la potencia también aumenta la intensidad del haz de ultrasonido que viaja a través del medio, lo que genera un haz de mayor amplitud que permite visualizar estructuras que producen ecos débiles como el patrón de moteado producido por los dispersores del parénquima del tejido. Al aumentar la potencia de salida, también aumenta la energía impartida al tejido, por lo que es un parámetro que siempre hay que monitorear [24].

2.7.3. Receptor

El circuito receptor procesa las señales producidas por el transductor.

Las señales que llegan al equipo de ultrasonido son analógicas y deben ser convertidas en señales digitales para que puedan ser manipuladas por los procesadores del sistema. Para lograr el cambio de señal se necesita un convertidor de señal analógica a digital (*DAC*, por sus siglas en inglés), el cual transforma la señal analógica en ceros y unos (figura 2.12).

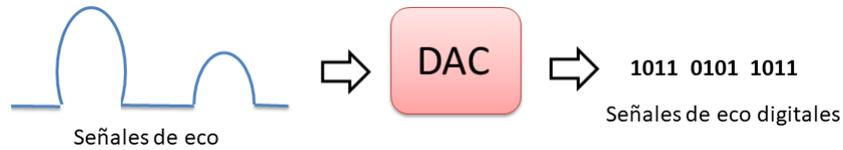


Figura 2.12: Convertidor de señal analógica a digital. Modificada de [21].

Es necesario aplicar diferentes pasos de amplificación a las señales de eco recibidas. El grado de amplificación es la ganancia (*gain*) del sistema y está expresada en decibeles [21]. En los equipos se puede controlar la ganancia por medio de dos controles:

1. Ganancia general: incrementa la amplificación en toda la imagen mejorando la sensibilidad. Se tiene un efecto similar al aumentar la potencia, pero en este caso no se incrementa la intensidad del haz, sólo se amplifican los ecos recibidos.
2. Compensación de ganancia de tiempo (*time gain compensation/TGC*): debido a la atenuación que sufre el haz al atravesar el medio, las estructuras ecogénicas más profundas reciben menor energía y por tanto generan ecos más débiles. Esto se corrige aplicando una amplificación mayor conforme pasa el tiempo de recepción, correspondiente al tiempo de arribo de ecos de estructuras más profundas (ecuación 2.37). Así, las señales de estructuras más cercanas al transductor se les aplica menos amplificación en comparación con las que se detectan de estructuras más profundas. En los equipos de ultrasonido clínico el *TGC* se controla por medio de clavijas deslizantes donde cada una controla la ganancia a un rango de profundidades específico [21].

Al amplificar las señales recibidas también se amplifica el ruido electrónico de las señales de ecos detectadas.

2.7.4. Rango dinámico

Los diferentes componentes del equipo operan de manera correcta dentro de un rango de amplitudes de señales de ecos conocido como el “rango dinámico”, el cual se mide generalmente en decibeles. En el caso de equipos de imagen ecográfica, este término se refiere a la capacidad que tiene el sistema de convertir las señales de ecos recibidos en niveles de gris [24].

Si la señal de entrada es muy grande se tiene una saturación del sistema (la saturación es la pérdida de contraste debido al alto brillo de la imagen), pero si la señal es muy pequeña, domina el ruido electrónico de los componentes del equipo. Los equipos deben ser capaces de crear imágenes a partir de señales de ecos con una variación de más de 100 *dB* (10 órdenes de magnitud). Este gran rango de señales es producido por estructuras fuertemente reflejantes cercanas al transductor, así como por los ecos

débiles generados por la dispersión en el parénquima de tejidos profundos. Para poder manejar este tipo de señales, el equipo aplica una compresión logarítmica, la cual comprime las señales muy altas y amplifica las diferencias entre las señales bajas [21].

2.7.5. Demodulación

La demodulación remueve el componente de la frecuencia portadora original para retener únicamente las amplitudes de los ecos detectados. Este procesamiento utiliza la transformada de Hilbert (TH), la cual permite una representación más precisa de la dinámica temporal de la señal de ultrasonido (señal de radiofrecuencia) [34].

La TH de una señal produce un adelanto de fase de $\pi/2$ y tiene como resultado una representación de la envolvente de la onda original (figura 2.13) [35].

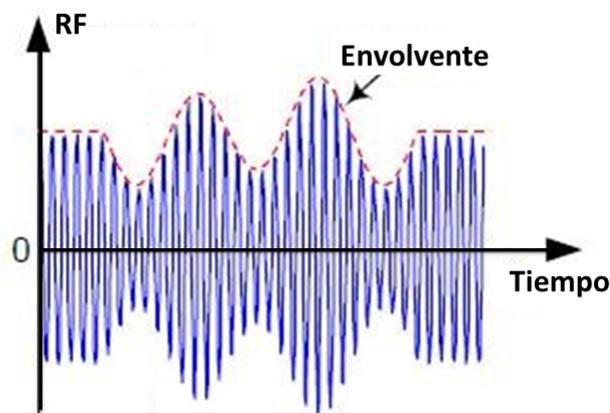


Figura 2.13: Transformada de Hilbert y envolvente de una señal de ultrasonido.

La TH se define como la convolución de la señal original con la función $-1/\pi t$:

$$TH \{f(t)\} = f(t) \otimes \frac{-1}{\pi t} = \frac{-1}{\pi} \int \frac{f(\tau)}{t - \tau} d\tau \quad (2.38)$$

De esta manera, la envolvente de la señal original está dada por:

$$E(t) = \sqrt{f(\tau)^2 + (TH \{f(t)\})^2} \quad (2.39)$$

y circunscribe a la señal de radiofrecuencia original [34].

2.7.6. Modo de visualización de los ecos (Modo Amplitud)

El modo-A o modo amplitud registra la amplitud de los ecos provenientes del material que atraviesa el haz conforme pasa el tiempo. El tiempo que tarda en regresar el eco de la estructura reflectora es proporcional a la profundidad a la que se encuentra de acuerdo a cómo se mostró en la ecuación de tiempo de vuelo 2.37. Todo el proceso

de adquisición y transformación de las señales se aplica en este modo, y lo que da como resultado una línea-A (*A-line*), la cual muestra la amplitud de los ecos como función del tiempo (figura 2.14) [24].

2.7.7. Modo de visualización de los ecos (Modo Brillo)

En el modo brillo o modo-B (B-mode) las amplitudes de los ecos obtenidas se muestran en una imagen, asignando un tono de gris a la zona del espacio de donde se originó el eco. Si la amplitud del eco recibido es alta, se mostrará una zona brillante, pero si la amplitud es baja se mostrará como una zona oscura (figura 2.14) [21].

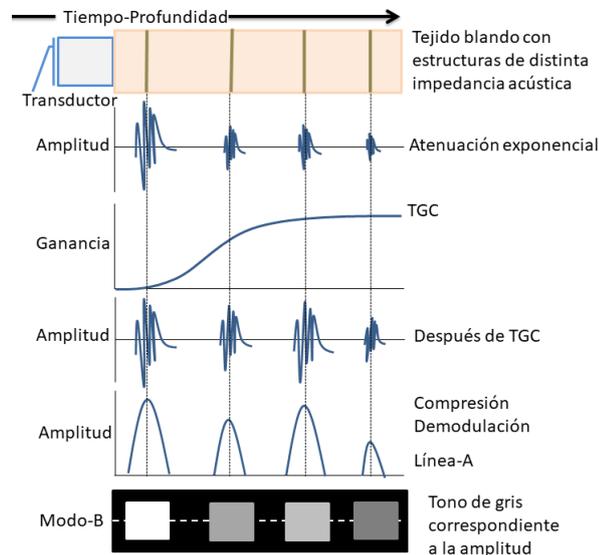


Figura 2.14: Procesamiento de las señales de eco. Se muestran las amplitudes de las señales de eco a través del tiempo, lo cual genera una línea-A. A cada señal de eco se le asigna un nivel de brillo proporcional a su amplitud. Modificada de [21].

Por lo tanto, para formar la imagen en tiempo real del cuerpo humano, el equipo de ultrasonido genera desfases temporales para enfocar el haz y así formar distintos pulsos de ultrasonido bien definidos que barren el plano de la imagen. El haz se refleja, atenúa y transmite conforme viaja por el tejido; la amplitud de los ecos provenientes del eje de propagación del haz indican la reflectividad o ecogenicidad de variaciones de impedancia acústica dentro del cuerpo, y el tiempo de detección del eco indica la profundidad a la que se encuentra cada una de dichas variaciones (figura 2.15). Para generar la imagen en modo-B se asigna un nivel de gris que depende del valor de esta amplitud [24].

El barrido del haz de ultrasonido en el plano de la imagen es tan rápido que en los equipos de ultrasonido se observa una imagen continua, a pesar de que la imagen

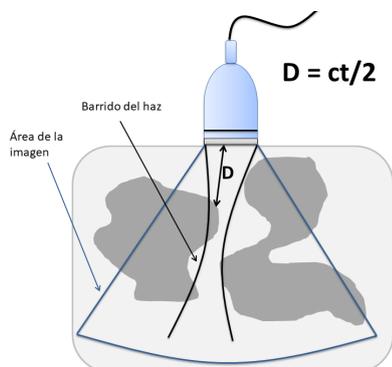


Figura 2.15: Construcción de la imagen en modo-B. Los pulsos de ultrasonido son enviados en distintas direcciones para barrer el plano de la imagen y a partir de la ecuación de tiempo de vuelo se determina la profundidad de las estructuras ecogénicas.

se va construyendo secuencialmente. La rapidez de escaneo es el número de veces por segundo que el haz de ultrasonido hace un barrido. Esta rapidez está limitada por la misma rapidez del sonido en el medio (c) y la profundidad máxima de visualización (D_{max}), ya que cada línea del haz necesita tiempo para detectar los ecos que provienen hasta una máxima profundidad D_{max} . La imagen se producirá utilizando 120 o más líneas individuales de escaneo [24].

Si consideramos que la rapidez del sonido en tejido es de 1540 m/s y usamos la ecuación 2.37 tenemos que el tiempo de vuelo del pulso y su eco para cada centímetro de profundidad es de $13 \mu\text{s}$. Por tanto, el tiempo que tarda el equipo en recolectar todas las señales de eco de una sola línea acústica es

$$t_{linea} = (13 \frac{\mu\text{s}}{\text{cm}})(D_{max}) \quad (2.40)$$

Por lo tanto, el tiempo necesario para tener una imagen completa o un *frame* es

$$t_{frame} = (N)(13 \frac{\mu\text{s}}{\text{cm}})(D_{max}) \quad (2.41)$$

donde N es el número de líneas acústicas. La tasa de formación de imagen (FR, de su nombre en inglés *frame rate*) [5] esta dada por:

$$FR = \frac{1}{t_{frame}} \quad (2.42)$$

Por ejemplo, para formar una imagen con 120 líneas acústicas, a una profundidad de 10 cm , se requieren $15600 \mu\text{s}$. Por tanto la tasa de formación de imagen es $FR = 64 \text{ 1/s}$.

2.7.8. Imagen de ultrasonido

La información digital adquirida se guarda en una memoria representada como una matriz numérica. Los elementos de esta matriz se conocen como *píxeles*. Toda imagen de ultrasonido que observamos en un monitor es una matriz de números digitales.

Durante el escaneo, las señales de eco se guardan en la memoria (*scan converter*), para después convertirla y así mostrarla en un monitor. La conversión es necesaria ya que el formato de las señales recibidas y el formato en que se muestran las imágenes es distinta. El *scan converter* es el instrumento digital reservado para almacenar temporalmente información de dos tipos. En él se aceptan los datos de imagen de eco en el formato presentado por el escáner y escribe esta información en la memoria como una imagen, para posteriormente ser leída y observada en el monitor.

La mayoría de los instrumentos utilizan 8-bits para representar el valor de las señal de eco ya procesada en cada píxel, lo cual muestra las amplitudes en una escala de gris que va de 0 a 255. La memoria se renueva constantemente con nueva información de los ecos que provienen de la secuencia de barridos que hace el transductor [21].

2.8. Efectos biológicos

La interacción de las ondas de ultrasonido con el tejido humano implica el transporte de energía a través del cuerpo, lo cual puede alterar tejidos.

Tanto para ultrasonido diagnóstico como para radiaciones ionizantes se debe tener muy presente el principio **ALARA** (“tan bajo como razonablemente sea posible” o “*as low as reasonably achievable*”). Este principio incluye lo siguiente (figura 2.16):



Figura 2.16: Puntos a considerar al momento de aplicar el principio ALARA en equipos de ultrasonido médico.

Aunque enviar pulsos de ultrasonido más intensos nos permite mejorar la observa-

ción de estructuras menos ecogénicas dentro del cuerpo, es necesario estar pendientes de la intensidad de los pulsos para evitar efectos adversos y seguir el principio ALARA.

Existen varios fenómenos físicos que pueden repercutir en efectos biológicos, los podemos clasificar en térmicos y no-térmicos.

2.8.1. Mecanismos térmicos

La amplitud de la onda de ultrasonido disminuye ya que la energía del pulso de ultrasonido viaja a través de un medio atenuante. La atenuación se debe a la absorción y a la dispersión. La absorción de energía por parte del medio produce calor, y esto a su vez provoca un aumento en la temperatura [25]. Para obtener una estimación del cambio de temperatura suponemos que la atenuación se debe completamente a la absorción. En tejido, la tasa de generación de calor por unidad de volumen está dada por

$$\dot{Q} = 2I = \frac{\alpha p p^*}{\rho c} \quad (2.43)$$

donde I es la intensidad temporal promedio, α es el coeficiente de absorción, p y p^* es la presión instantánea de ultrasonido y su complejo conjugado, c es la rapidez del sonido y ρ es la densidad. Para un valor de I dado, el incremento máximo de temperatura es

$$\Delta T_{max} = \frac{\dot{Q} \Delta t}{C_v} \quad (2.44)$$

donde C_v es la capacidad calórica por unidad de volumen y Δt el cambio temporal [25]. Las propiedades térmicas de los tejidos las podemos aproximar a la propiedades térmicas del agua. La tasa de cambio de temperatura producido por un solo pulso de un equipo clínico es

$$\frac{\Delta T_{max}}{\Delta t} = 60 \frac{^\circ C}{s} \quad (2.45)$$

y recordando que la duración de un pulso de un equipo clínico es de aproximadamente $2\mu s$, el aumento máximo de temperatura será de [25]

$$\Delta T_{max} \approx 120\mu^\circ C \quad (2.46)$$

Existe un índice biofísico llamado índice térmico (TI por sus siglas en inglés), el cual brinda información en tiempo real al operador de un equipo sobre la posibilidad de causar aumentos significativos de temperatura. Está definido por

$$TI = \frac{W_0}{W_{DEG}} \quad (2.47)$$

donde W_0 es la potencia de operación del equipo clínico y W_{DEG} es la potencia necesaria para incrementar la temperatura del tejido $1^\circ C$. Existen diferentes modelos térmicos, y por tanto, diferentes TI son usados para distintos tejidos [25, 19].

2.8.2. Mecanismos no térmicos

El mecanismo no térmico más importante es la cavitación. La cavitación acústica se refiere a la inducción de oscilación de cuerpos gaseosos al ser expuesto a ultrasonido. Podemos identificar dos distintos tipos de actividad cavitatoria. La primera es la inercial la cual ocurre cuando una cavidad llena de gas en un líquido se expande durante el paso del ciclo acústico y colapsa a una cavidad cuyo volumen es menor al original. La segunda es la no inercial, y describe cuerpos llenos de gas en el campo de ultrasonido [22]. Se debe tener cuidado ya que estos cuerpos gaseosos pueden oscilar o hasta colapsar, produciendo efectos no deseados dentro del tejido.

El índice mecánico es una medida del riesgo de inducir cavitación y está basado en una fórmula empírica

$$MI = \frac{\max(p_-)}{\sqrt{f}} \quad (2.48)$$

donde $\max(p_-)$ es el valor negativo máximo de la presión y f es la frecuencia de ultrasonido en MHz [25, 19].

2.9. Control de calidad

Para ultrasonido médico, un control de calidad (QC, por sus siglas en inglés) involucra una serie de pruebas que deben ser repetidas periódicamente con el objetivo de mantener el buen funcionamiento de un equipo de ultrasonido. Además éstas pruebas están diseñadas para detectar problemas en el funcionamiento del equipo antes de que sean clínicamente relevantes y no deriven en imágenes de mala calidad que puedan inducir diagnósticos erróneos.

Un programa de control de calidad evalúa distintas características de funcionamiento que describen el comportamiento de un equipo de ultrasonido: integridad de los componentes mecánicos, sensibilidad, uniformidad, linealidad, resolución espacial, zona muerta, precisión en la medición de las distancias, etc. La periodicidad con la que se realizan pruebas para evaluar cada una de estas características depende de la probabilidad de que dicha característica falle.

2.9.1. Maniquí de control de calidad

Para realizar correctamente un programa de QC para ultrasonido, es necesario contar con equipo especial. Un maniquí de ultrasonido, conocido en inglés como *phantom*, es un dispositivo que simula la propagación acústica, la velocidad del sonido, la atenuación, la dispersión, entre otras propiedades del tejido humano. Este dispositivo cuenta con distintas estructuras dentro del mismo que permiten evaluar el funcionamiento de los equipos de ultrasonido [36].

2. MARCO TEÓRICO

Un maniquí para control de calidad en Modo-B cuenta con esferas llenas de un fluido homogéneo (no produce dispersión) y con coeficientes de atenuación más bajo que el del material que las rodea. En las imágenes del maniquí, obtenidas al escanear estas regiones, se visualizan áreas sin ecos, es decir superficies circulares de color negro. También tiene estructuras cilíndricas de distintas ecogenicidades con las que se puede estudiar el contraste y la linealidad de la imagen para regiones más o menos ecogénicas [7]. Ambas estructuras se observan en la imagen 2.17 adquirida en Modo-B; del lado izquierdo (figura 2.17-1) se encuentran los objetos anecóicos y del lado derecho 2.17-2) las inclusiones cilíndricas con distintas ecogenicidades.

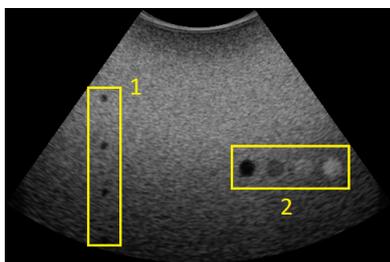


Figura 2.17: Imagen en modo-B del maniquí Gammex 410SCG obtenido con un transductor curvilíneo 4D de un equipo Voluson 730 PRO. Al escanear el maniquí se pueden observar las distintas estructuras dentro del dispositivo. En el recuadro 1 se tienen esferas anecóicas que en la imagen se observan como superficies circulares negras. En el recuadro 2 se tienen estructuras con distintas ecogenicidades.

El maniquí cuenta también con filamentos de nylon de diámetro pequeño para comprobar la precisión con la que el ecógrafo realiza la medida de distancias y la resolución de la imagen. El diámetro de los filamentos es muy pequeño (0.1 mm aproximadamente) para evitar reverberaciones. Las reverberaciones son múltiples reflexiones dentro de una región, lo cual hace que los ecos estén fuera de lugar, presentando así información falsa. Los maniqués contienen normalmente arreglos axiales de estos reflectores separados 1 o 2 cm para realizar medidas de precisión verticales, así como filas para medidas de precisión horizontales [7]. En la imagen 2.18 se observan estas estructuras como puntos de color blanco a lo largo y ancho del maniquí.

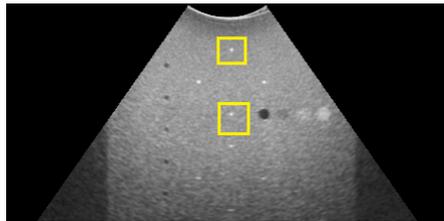


Figura 2.18: Imagen en modo B de los filamentos de nylon del maniquí Gammex 410SCG utilizados para evaluar la precisión de medidas de distancia. En los recuadros amarillos se encuentran dos de los filamentos; hay que señalar que no son los únicos, ya que se puede observar que alrededor de los recuadros se observan más filamentos.

Metodología

Para poder estandarizar las pruebas de control de calidad que se realizan a los escáneres clínicos, se creó un manual de control de calidad para ultrasonido médico basado en las guías internacionales del Instituto Americano de Ultrasonido en Medicina (AIUM, por sus siglas en inglés) [9], de la Comisión Internacional Electrotécnica (IEC, por sus siglas en inglés), [10, 11], entre otros [8, 12, 7]. Este manual incorpora pruebas de integridad mecánica, uniformidad de la imagen, máxima profundidad de penetración (MPP), exactitud de las distancias horizontales y verticales, resolución espacial, linealidad del sistema y zona muerta. Versiones cuantitativas de las pruebas fueron priorizadas para evitar la subjetividad en cada evaluación.

Dependiendo de las necesidades individuales de las clínicas y de las habilidades del personal, es necesario determinar con qué frecuencia y quién está capacitado para llevar a cabo cada una de las distintas pruebas [12, 7]. En la tabla 3.1 se presentan las pruebas realizadas en esta tesis, la frecuencia en las que se deben realizar y el personal que las debe realizar.

Prueba	Frecuencia	Personal
Inspección mecánica	Semanal / Inicial y cambios	Técnico, sonografista o físico
Uniformidad cualitativa	Semanal / Inicial y cambios	Técnico, sonografista o físico
Uniformidad cuantitativa	Semestral / Inicial y cambios	Ingeniero o físico
Máx. profundidad de penetración cualitativa	Semestral / Inicial y cambios	Técnico, ingeniero o físico
Máx. profundidad de penetración cuantitativa	Semestral / Inicial y cambios	Ingeniero o físico
Resolución lateral y axial	Semestral / Inicial y cambios	Ingeniero o físico
Linealidad	Anual / Inicial y cambios	Ingeniero o físico
Medición de las distancias	Anual / Inicial y cambios	Ingeniero o físico
Zona muerta	Anual / Inicial y cambios	Ingeniero o físico

Tabla 3.1: Frecuencia y personal encargado de realizar la pruebas [12].

Además podemos clasificar las pruebas en niveles dependiendo el tiempo requerido

3. METODOLOGÍA

para realizar la prueba y el equipo necesario [11, 12].

Las pruebas nivel 1 (tabla 3.2) son de corta duración, no ocupan más de 10 minutos en su realización y no se necesita equipo especial, más allá del maniquí [11].

Prueba	Evaluación	Posibles acciones subsecuentes
Inspección mecánica	Visual	Mantenimiento inmediato
Uniformidad	Cualitativa	Prueba nivel 2 o mantenimiento
Máxima profundidad de penetración	Cualitativa	Prueba nivel 2 o mantenimiento

Tabla 3.2: Pruebas nivel 1 [11, 12].

Las pruebas nivel 2 (tabla 3.3) necesitan también un maniquí para su realización, además de una evaluación con *software* [12].

Prueba	Evaluación	Posibles acciones subsecuentes
Uniformidad	Cuantitativa	Mantenimiento
Máxima profundidad de penetración	Cuantitativa	Mantenimiento
Medición de las distancias	Cuantitativa	Ajuste o mantenimiento
Linealidad	Cuantitativa	Monitoreo del desempeño del equipo
Resolución espacial	Cuantitativa	Mantenimiento
Zona muerta	Cuantitativa	Ajuste o Mantenimiento

Tabla 3.3: Pruebas nivel 2 [11, 12].

3.1. Manejo del equipo de ultrasonido

En un equipo o escáner de ultrasonido (figura 3.1) existe gran variedad de controles, lo cual hace que esta modalidad de imagen sea muy dependiente del operador. Saber manipular el equipo de ultrasonido es necesario para obtener la información requerida con el mínimo nivel de exposición del paciente a energía acústica. Además, conocer los controles de la potencia, la ganancia, el TGC, el foco, entre otros, garantiza la reproducibilidad de las pruebas de control de calidad.

Los equipos tienen ajustes predeterminados que deben seleccionarse dependiendo del tipo de estudio que se desea realizar (obstétrico, ginecológico, abdominal, etc.) tomando en cuenta el principio ALARA.

Los equipos de ultrasonido permiten modificar los ajustes del tipo de estudio y la frecuencia a la cual trabaja el transductor seleccionado; esta información suele presentarse en la imagen de ultrasonido. En general se muestran los datos del estudio y del transductor en la parte superior central de la imagen y los ajustes generales y el ancho de banda del transductor en la parte derecha (figura 3.2).



Figura 3.1: Escáner de ultrasonido *Voluson E8*, *GE*.



Figura 3.2: En una imagen de ultrasonido aparecen los ajustes que se le aplican al escáner.
 (1) Tipo de transductor, (2) Estudio obstétrico (*OB*), (3) Ajustes predeterminados (*Default*), (4) Ancho de banda del transductor.

La potencia (*output power*) es un ajuste que siempre se debe tener presente, ya que valores más altos representan mayor deposición de energía acústica. Siempre se presentará el valor de la potencia en la pantalla, además de los índices mecánico (MI) y térmico (TI), los cuales se encuentran en la parte superior de la imagen junto a los datos del transductor (figura 3.3). La ganancia (*overall gain*), tiene su propia perilla y ayuda a manipular el contraste de la imagen amplificando las señales recibidas por el transductor, aunque se debe tener cuidado ya que se puede presentar saturación provocando pérdida de contraste en las zonas más brillante de la imagen. Junto a los ajustes de ganancia también se tienen una serie de perillas que ayudan a modificar la TGC (figura 3.4).

3. METODOLOGÍA

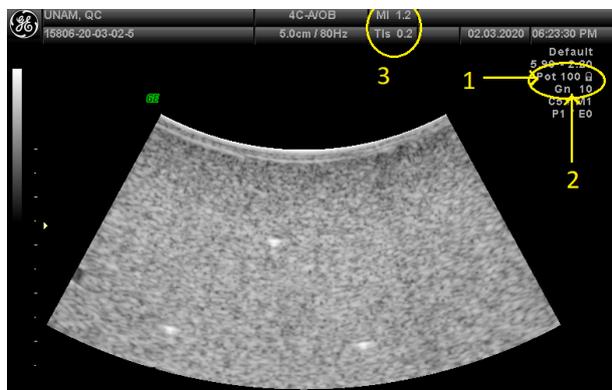


Figura 3.3: (1) Potencia, (2) Ganancia, (3) TI y MI.



Figura 3.4: Perillas del TGC se muestran dentro del círculo amarillo.

El equipo de ultrasonido permite modificar la zona focal y así mejorar la resolución lateral. En la imagen de ultrasonido la profundidad del foco se representa como un indicador triangular que puede ser desplazado hacia diferentes profundidades dependiendo del operador. La profundidad de la imagen puede ser modificada para ampliar el campo de visión, seleccionar regiones de interés específicas y visualizar estructuras que se encuentren más profundas. El indicador de la profundidad se presenta en la imagen en forma de una escala vertical identificada por líneas y puntos (figura 3.5).

Por otra parte, cada uno de los equipos de ultrasonido evaluados cuenta con la opción de modificar la frecuencia a la que opera. En el caso de los equipos evaluados en este estudio, se tienen disponibles tres opciones distintas: penetración (P) para bajas frecuencias, resolución (R) para altas frecuencias y normal (N) para intervalos medios. El valor de la frecuencia (ancho de banda) de cada categoría cambia de transductor a transductor. En este trabajo se realizaron las pruebas de máxima profundidad de penetración, precisión de la medición de las distancias, resolución espacial y zona muerta, utilizando las tres opciones de frecuencias.



Figura 3.5: (1) Escala que nos indica la profundidad. A lado de la misma se presenta el punto triangular que nos indica el foco, (2) Valor numérico de la profundidad.



Figura 3.6: Los dos puntos en forma de cruz y la línea punteada que los conecta, es la forma en que el sistema mide la distancia entre dos objetos de interés.

Una opción muy útil que tienen los escáneres de ultrasonido es la capacidad de medir distancias. El equipo lo nombra *caliper/calipers* (en este trabajo los nombraremos *marcadores*), los cuales son dos puntos que se colocan en la imagen de ultrasonido y el sistema indica cuál es la distancia que existe entre ellos (figura 3.6). Los escáneres presentan el ajuste de *zoom*, el cual es útil para agrandar una región de interés y medir estructuras muy pequeñas.

El escáner también presenta un botón que congela la imagen (*freeze*) y que permite al operador evaluar la imagen y guardarla, esta opción es el análogo a utilizar el botón de pausa cuando se reproduce un video. La opción *cineloop* se relaciona con el congelamiento de la imagen y nos permite seleccionar los últimos segundos de la secuencia de imágenes de ultrasonido almacenadas en la memoria del equipo. El número de imágenes disponibles en la memoria dependerá de la tasa de formación de imágenes.

Un equipo de ultrasonido tiene muchos más controles que modifican el estudio y la imagen, en este trabajo nos enfocaremos en los controles más básicos.

3.2. Maniquí experimental

Las pruebas de desempeño descritas en las secciones siguientes se realizaron con un maniquí tejido equivalente para ultrasonido Sono410-SCG (Gammex Sun Nuclear, Middleton, WI, USA). El maniquí consiste en un gel a base de agua que simula tejido humano, el cual tiene dimensiones $21.8 \times 9 \times 12.9 \text{ cm}^3$, velocidad de sonido de $1540 \pm 10 \text{ m/s}$ y un coeficiente de atenuación de $0.5 \pm 0.05 \text{ dB/cm/MHz}$. El maniquí contiene varios objetos o filamentos de nylon en su interior con 0.1 mm de diámetro que están distribuidos a varias profundidades y que sirven para evaluar la precisión de las distancias y la resolución espacial. Tiene inclusiones cilíndricas anecóicas de 1, 2 y 4 mm de diámetro, así como inclusiones cilíndricas de distintas ecogenicidades de 8 mm de diámetro que sirven para estudiar el contraste y la linealidad de la imagen. Además

3. METODOLOGÍA

cuenta con dos ventanas para acoplar el transductor, la primera para transductores lineales y la segunda es una ventana cóncava para los transductores convexos [37]. Las figuras 3.7 y 3.8 muestran una imagen del maniquí y una imagen transversal en modo-B de los filamentos de nylon.

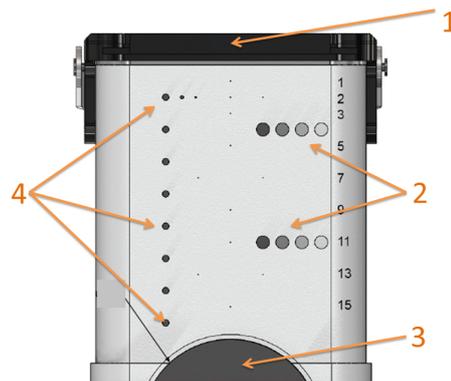


Figura 3.7: Imagen del maniquí. (1) Ventana plana, (2) Cilindros con distinta ecogenicidad, (3) Ventana cóncava, (4) Estructuras anecóicas. Imagen reproducida de [37].

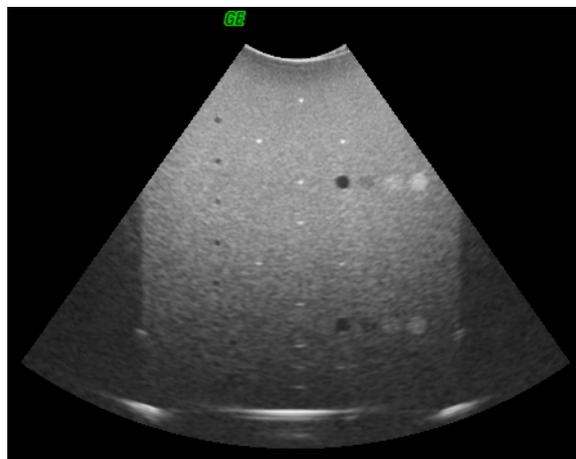


Figura 3.8: Imagen en modo-B del maniquí tomada con un transductor convexo. Se puede observar que contiene todas las estructuras descritas en la sección 3.2.

3.3. Datos de los equipos clínicos

En esta tesis se evaluaron cuatro equipos GE Voluson Ultrasound Systems modelos E8 y 730 PRO (GE healthcare, Chicago, Illinois, USA) con 12 transductores de diferentes geometrías (tablas 3.4 y 3.5). Estas pruebas se realizaron en un hospital de tercer nivel de la Ciudad de México.

Modelo	No. de Serie	Transductores	No. de Serie
Voluson E8	D11501	RAB4-8-D	121675KR3
		4C-D	107926PD8
		RIC5-9-D	102307KR6
Voluson E8	D19154	RAB6-D	151336KR5
		RIC5-9-D	150829KR0
		C1-5-D	108347YP6
Voluson 730 PRO	A38171	4C-A	59387KR1
		RAB4-8L	58652KR9
		RIC5-9H	46646KR6
Voluson E8	Sin Registro (S.R.)	C1-5-D	108337YP7
		RAB6-D	151325KR8
		RIC5-9-D	150827KR4

Tabla 3.4: Modelos de los equipos clínicos con sus respectivos transductores y números de serie.

Modelo	Tipo	Ancho de banda [MHz]	# evaluados
4C-A	Curvilíneo	2.0 - 5.0	1
4C-D	Curvilíneo	2.0 - 5.0	1
C1-5-D	Curvilíneo	2.0 - 5.0	2
RAB-4-8L	Curvilíneo 4D	4.0 - 8.0	1
RAB-4-8D	Curvilíneo 4D	2.0 - 8.0	1
RAB-6-D	Curvilíneo 4D	2.0 - 7.0	2
RIC-5-9H	Curvilíneo 4D endocavitario	5.0 - 9.0	1
RIC-5-9D	Curvilíneo 4D endocavitario	4.0 - 9.0	3

Tabla 3.5: Características de los transductores clínicos evaluados.

3.4. Adquisición de las imágenes con el maniquí

Todos los datos fueron adquiridos utilizando el Modo-B. Los transductores evaluados fueron curvilíneos, por lo cual se utilizó la ventana cóncava del maniquí. Para acoplar el transductor al maniquí se utilizó gel marca *Pharmaceutical Innovations, Ultraphonic* dentro de la ventana de escaneo.

En algunas de las pruebas fue necesario adquirir un *cine loop*, es decir, adquirir una secuencia de imágenes para su posterior análisis. El objetivo de obtener la secuencia es que cada una de las imágenes posea un patrón de moteado distinto, de manera que se pueda obtener un promedio para reducir su efecto en la evaluación de la prueba. Esto se logra barriendo el transductor en la dirección perpendicular al plano de la imagen sobre la superficie del maniquí durante 5-10 segundos (figura 3.9) y así las imágenes se observen y se guarden distintos patrones de moteado.



Figura 3.9: Movimiento del transductor sobre el maniquí para generar el barrido. En este caso se utilizan la ventana plana para transductores lineales.

3.5. Pruebas de control de calidad

Las pruebas aquí descritas se basan en protocolos desarrollados por organismos internacionales como el American College of Radiology, el American Institute of Ultrasound in Medicine [9], la International Electrotechnical Commission [10, 11], entre otros [12].

En éste trabajo las pruebas se desarrollan teniendo en cuenta los siguientes puntos: objetivo de la prueba, precauciones importantes, ajustes del equipo de ultrasonido, procedimiento, ya sea cuantitativo, cualitativo o ambos, criterios de aceptación y acciones correctivas. Dentro de los criterios de aceptación existen dos términos importantes: nivel de acción y nivel defectuoso. Un nivel de acción es un valor el cual indica que una acción correctiva debe llevarse a cabo, es decir, el ingeniero de servicio debe revisar el

equipo y corregir el problema. El nivel defectuoso es un valor que indica que existen problemas mayores y se debe retirar del servicio el equipo y corregir el problema.

3.5.1. Inspección mecánica

Objetivo. Esta prueba consiste en inspeccionar todo el equipo de ultrasonido en busca de alguna falla o daño en los componentes mecánicos y eléctricos [8].

Precauciones. Se recomienda realizar la inspección con los equipos apagados.

Procedimiento. Se revisó el cable de alimentación eléctrica en busca de daños en el recubrimiento del cableado y se observó si la toma de corriente se encontraba en buenas condiciones. Se revisó también el cable de los transductores en busca de grietas y/o decoloraciones. En la cabeza del transductor y en la carcasa se buscaron grietas. Se revisó también que los módulos de conexión de los transductores al equipo estuvieran en buenas condiciones y se verificó que los cables no se encontraran en el suelo.

En el tablero de control se buscaron teclas rotas o sucias, luces apagadas o quemadas. Se verificó la limpieza del monitor y se buscaron marcas o rasguños en su superficie. Se comprobó que las ruedas giraran correctamente, que sus seguros bloquearan el movimiento y que la unidad fuera fácil de maniobrar.

Se realizó una exploración de los filtros de aire de los equipos en busca de suciedad y polvo. Por último se revisaron los soportes de los transductores y geles para verificar que se encontraran limpios y libres de polvo o suciedad. Todas las revisiones relacionadas con la integridad mecánica del equipo de ultrasonido se resumen en la figura 3.10.

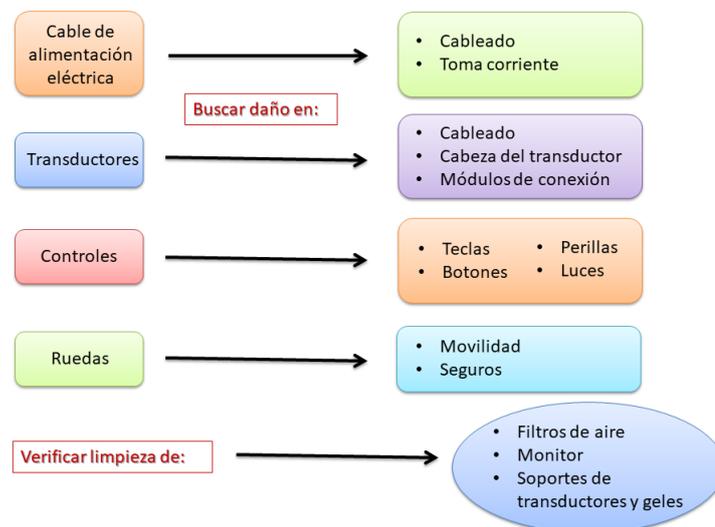


Figura 3.10: Revisión de cada componente mecánico en busca de daños o suciedad.

Acciones correctivas. El ingeniero de servicio debe revisar los sistemas o componentes dañados y repararlos en caso de ser necesario.

3. METODOLOGÍA

El equipo debe de tener una limpieza adecuada y todos sus componentes deben funcionar correctamente.
--

Tabla 3.6: Criterios de aceptación de la inspección mecánica.

3.5.2. Uniformidad

Objetivo. La uniformidad de la imagen es una prueba que nos indica si existe daño en algún elemento de transductor (elemento piezoeléctrico), en el cableado del transductor o un mal acoplamiento entre el transductor y el paciente. El defecto se presenta en forma de sombras u objetos ajenos a una imagen de ultrasonido [8, 9].

Precauciones. Ya que la prueba cualitativa se basa en la inspección visual, distintas personas pueden tener criterios distintos acerca de lo que se observa en la imagen, es por eso que se necesita realizar también un análisis cuantitativo.

Ajustes. Antes de iniciar la adquisición de las imágenes, se configuró la profundidad de la imagen al menor valor posible procurando mostrar toda la cara del transductor, se ajustó el foco en el menor valor, es decir, lo más cercano a la ventana de escaneo, se desactivó la opción de imagen por armónicos (*tissue harmonic imaging*) y cualquier opción de post-procesamiento. Además se seleccionaron los valores máximos de la potencia y del TGC, y la ganancia se ajustó para generar una imagen con brillo uniforme.

3.5.2.1. Análisis cualitativo

Procedimiento. Se adquirió una imagen del maniquí y se examinó en busca de líneas, sombras o artefactos en la parte superior de la imagen, justo donde se acopla el transductor y el maniquí. En la figura 3.11 se ejemplifica el problema antes mencionado: se observan un par sombras verticales en la parte central de la imagen (flechas amarillas).

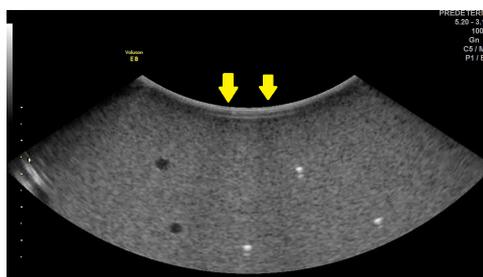


Figura 3.11: Sombras verticales presentes en una imagen de ultrasonido causadas por zonas con elementos piezoeléctricos o líneas de transmisión deficientes; se identifican por las dos flechas amarillas.

3.5.2.2. Análisis cuantitativo

Procedimiento. El análisis cuantitativo de la uniformidad sigue el procedimiento recomendado por [9, 11]. Se adquirieron 200 imágenes con la herramienta *cine loop* y se analizaron las imágenes adquiridas con ayuda de la herramienta computacional MATLAB. Se calculó el valor promedio de gris ($a_{i,j}$) sobre las 200 imágenes adquiridas, donde (i, j) se refiere a la coordenada de cada píxel. En otras palabras, se realizó un promedio entrada por entrada sobre todas las imágenes, donde cada píxel representa una entrada de la matriz imagen. Este procedimiento da como resultado una imagen suavizada que puede revelar caídas de brillo en los píxeles que se encuentran debajo de transductores o líneas de transmisión dañadas (figura 3.12).



Figura 3.12: Imagen suavizada resultante que se obtiene al promediar todas las imágenes adquiridas. En este caso, el procesamiento revela una sombra vertical (identificada por la flecha amarilla) que puede ser causada por elementos piezoeléctricos deficientes.

Se generó una región de interés (ROI, por sus siglas en inglés) que iniciaba en la parte superior de la imagen (evitando la zona brillante de reberveraciones) y de 1 cm de profundidad. Ya que los transductores lineales y convexos generan una imagen con distinta geometría, la forma de la ROI se definió dependiendo el tipo de imagen. Para las imágenes producidas por un transductor lineal, la ROI se definió con forma rectangular (figura 3.13 (a)). Para las imágenes producidas por un transductor convexo, la ROI se definió como una sección angular (figura 3.13 (b)). En ambos casos el ancho de la ROI es del mismo tamaño que el ancho de la imagen.

Después se calculó el promedio del nivel de gris de cada columna (j) de píxeles de la ROI. En el caso de la imagen producida por el transductor convexo, se promedió el nivel de gris de cada una de las líneas radiales que conforman la ROI (figura 3.13 (b)). Posteriormente se calculó la desviación media absoluta DMA, (ecuación 3.1) del conjunto de datos resultante.

$$DMA = \frac{\sum_{j=1}^N |x_j - \tilde{x}|}{N} \quad (3.1)$$

El término x_j es el valor promedio de la j -ésima columna (o línea) y \tilde{x} es la media de todo el conjunto de datos. Por último, se graficaron los niveles de gris como función

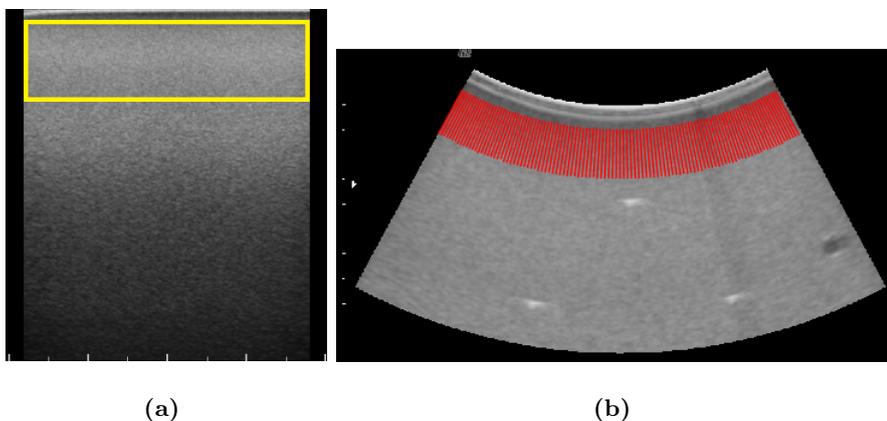


Figura 3.13: Imágenes adquiridas para la prueba de uniformidad. (a) Imagen producida por un transductor lineal. Definición de la ROI identificada por el rectángulo amarillo. (b) Imagen producida por un transductor convexo. Definición de la ROI con perfil angular identificada por la zona roja.

del número de columnas (líneas) a lo largo de la región de interés, el valor de la media y el valor de la media más-menos una, dos y tres veces la *DMA*.

Criterios de aceptación. Cada prueba tiene su propio criterio de aceptación (tabla 3.7), pero en general, la imagen no debe presentar caídas severas en el nivel de gris [8, 7].

Cuantitativa	Cualitativa
No se deben tener pérdidas mayores que 4 <i>dB</i> .	No se deben presentar sombras verticales como las mostradas en 3.11 y 3.12.

Tabla 3.7: Criterios de aceptación de la prueba de uniformidad.

Acciones correctivas. Si no se cumple alguno de los criterios de aceptación de la tabla 3.7 se debe retirar de servicio el transductor.

3.5.3. Máxima profundidad de penetración

Objetivo. La máxima profundidad de penetración es un indicador de la sensibilidad del escáner para detectar la señal de eco más débil y puede ser encontrada midiendo la profundidad del maniquí a la cual la información útil del eco se vuelve comparable al ruido electrónico del sistema [8, 9, 10]. Es importante mencionar que la prueba de máxima profundidad de penetración determina la sensibilidad base de cada transductor,

es por eso que se debe comparar el valor obtenido con medidas realizadas en un futuro como parte del programa de control de calidad. Por tanto, los valores reportados en esta tesis servirán como valores de referencia para pruebas futuras.

Precauciones. Cada persona puede tener un criterio distinto sobre dónde termina el patrón de moteado, por lo que la prueba cualitativa es muy dependiente de la agudeza visual del operador.

Para transductores que operan a bajas frecuencias, la máxima profundidad de penetración puede exceder la profundidad de la mayoría de los maniqués. En estos casos, sólo se puede determinar que la máxima profundidad de penetración excede la profundidad del maniquí y especificar el valor de la SNR a una profundidad de referencia para futuras comparaciones [10].

Ajustes. Para esta prueba se seleccionaron los valores máximos de potencia, TGC, ganancia, profundidad de la imagen y zona focal. Además, se utilizó la frecuencia resolución, penetración y normal para realizar las mediciones.

3.5.3.1. Análisis cualitativo

Procedimiento. Se escaneó una región del maniquí, se congeló la imagen y con los marcadores (*calipers*) se midió la distancia que hay entre la ventana de escaneo y profundidad a la cual el patrón de moteado empieza a perderse en el ruido electrónico. En la figura 3.14 se ejemplifica la medición; además se indica la región en la que domina el ruido electrónico y dónde se encuentra la ventana de escaneo. Para medir la máxima profundidad de penetración, se colocó un marcador en la parte superior de la imagen, y el segundo en la zona donde el patrón moteado brillante se “perdía” dentro del ruido electrónico. Cabe destacar que la zona más profunda presenta únicamente ruido electrónico, por lo que la imagen no provee información útil en esa región. La atenuación del medio hace que la energía acústica que llega a dichas zonas sea muy pequeña, por lo que el ruido electrónico domina sobre las amplitudes de los ecos retrodispersados a dichas profundidades [8].

3.5.3.2. Análisis cuantitativo

Procedimiento. El análisis cuantitativo de la máxima profundidad de penetración sigue el procedimiento recomendado por [9, 10]. En esta parte de la prueba se adquirieron 400 imágenes con la herramienta *cine loop*. Las primeras 200 fueron imágenes del maniquí y las otras 200 fueron tomadas en aire, es decir, sin el transductor acoplado al maniquí (figura 3.15).

Después se procedió a analizar las imágenes adquiridas con ayuda de la herramienta computacional MATLAB. Para cada conjunto de imágenes (maniquí y aire) se calculó el valor promedio de gris ($a_{i,j}$) sobre las 200 imágenes adquiridas, donde (i, j) se refiere a la coordenada de cada píxel.

En la imagen promedio del maniquí y del aire se definió una ROI cuyo largo iniciaba en la ventana de escaneo y terminaba en el fondo de la imagen; el ancho de la misma

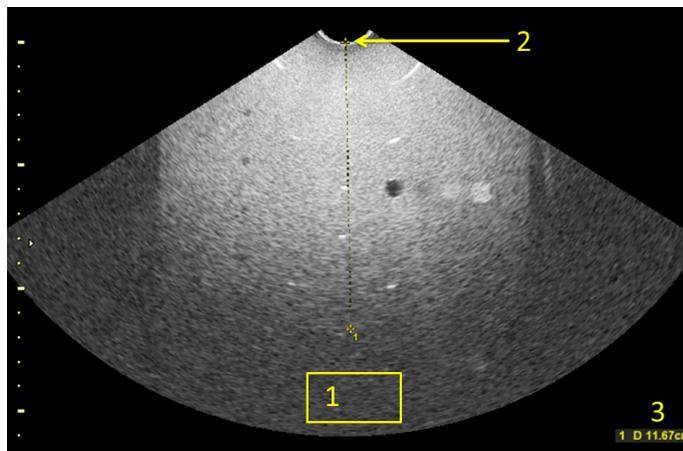


Figura 3.14: Evaluación cualitativa de la máxima profundidad de penetración. (1) Región de ruido electrónico, (2) Ventana de escaneo, (3) Valor cualitativo de la máxima profundidad de penetración.

se definió de 1 cm. Después se promedió el nivel de gris de ambas regiones de interés de manera lateral, es decir, a lo largo de cada fila de píxeles (i) de la región de interés generada.

Nombramos $A(i)$ a la curva que se genera al graficar el promedio del nivel de gris como función de la profundidad en la imagen promediada del maniquí, mientras que $A'(i)$ es la curva generada por el promedio del nivel de gris como función de la profundidad para la imagen en aire, la cual es una medida del ruido electrónico como función de la profundidad.

Definimos $s(i)$ a la señal de eco promedio *vs* la profundidad en ausencia de ruido electrónico. Suponiendo que la señal y el ruido electrónico no están correlacionados, y dado que una imagen en modo-B muestra la amplitud de las señales de eco, la relación entre la señal del maniquí, la señal sin ruido electrónico y la señal de ruido electrónico es:

$$A(i) = \sqrt{s(i)^2 + A'(i)^2} \quad (3.2)$$

Elevando al cuadrado la ecuación anterior y dividiendo entre $A'(i)^2$ se tiene que

$$\frac{s(i)^2}{A'(i)^2} = \frac{A(i)^2}{A'(i)^2} - 1 \quad (3.3)$$

Por lo tanto, definimos la proporción señal ruido (SNR, por sus siglas en inglés) para la profundidad (i) como

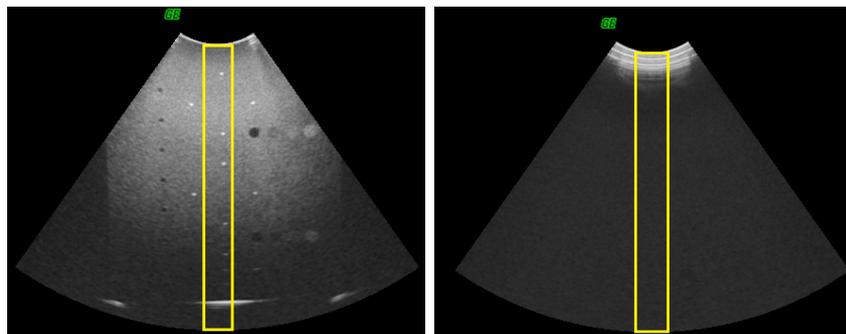
$$SNR(i) = \frac{s(i)}{A'(i)} = \sqrt{\frac{A(i)^2}{A'(i)^2} - 1} \quad (3.4)$$



(a) *Imagen del maniquí.*

(b) *Imagen en aire.*

Figura 3.15: Imágenes adquiridas para la prueba de máxima profundidad de penetración.



(a) *ROI en la imagen del maniquí.*

(b) *ROI en la imagen en aire.*

Figura 3.16: Definición de la ROI para el análisis cuantitativo de máxima profundidad de penetración. Las regiones de interés de ambas imágenes (maniquí y aire) son del mismo tamaño y se identifican por el cuadro amarillo en el centro de cada imagen.

3. METODOLOGÍA

Definiendo la máxima profundidad de penetración i_{max} , como la profundidad a la cual la SNR decae por debajo de 1, entonces [10]

$$\sqrt{\frac{A(i_{max})^2}{A'(i_{max})^2} - 1} = 1 \quad (3.5)$$

Elevando al cuadrado y desarrollando se tiene que

$$A(i_{max}) = 1.4A'(i_{max}) \quad (3.6)$$

Por tanto, la máxima profundidad de penetración es aquella en la cual la señal del maniquí es 1.4 veces la señal del ruido electrónico proveniente de la imagen tomada en aire.

Cuantitativa/Cualitativa
La máxima profundidad de penetración no debe cambiar de los valores base más de 6 mm.

Tabla 3.8: Criterios de aceptación de la prueba de máxima profundidad de penetración.

Acciones correctivas. Si los valores superan el criterio de aceptación, el equipo debe ser revisado por el ingeniero de servicio.

3.5.4. Exactitud de medición de las distancias

Objetivo. En esta prueba se evalúa la exactitud con la que el equipo de ultrasonido mide la distancia vertical y horizontal utilizando los marcadores. La distancia vertical es paralela a la dirección del haz en el centro del transductor y la distancia horizontal es la perpendicular a la dirección del haz. Los errores en las medidas verticales son causados por un daño en los circuitos del equipo, y los errores en las medidas horizontales por defectos en los mecanismos de exploración del transductor [8].

Precauciones. Los marcadores se deben colocar en la parte superior central de cada uno de los objetos, para así tener la misma referencia a la hora de medir (figura 3.17). Aplica tanto para la medición de las distancias verticales como para las horizontales.

Ajustes. Para esta prueba se seleccionaron los valores máximos de potencia, TGC, ganancia, profundidad de la imagen y zona focal. Además, se utilizó la frecuencia resolución, penetración y normal para realizar las mediciones.

3.5.4.1. Distancia vertical

Procedimiento. Se obtuvo una imagen del maniquí de tal manera que el conjunto de filamentos verticales se observaran transversalmente en el centro de la imagen. Se

ejerció la menor presión posible ya que los filamentos pueden desplazarse al aplicar mucha compresión, resultando en errores de medición. Con los marcadores se midió la distancia que hay entre los filamentos de nylon más separados de la columna vertical. Se repitió la medición 3 veces y se calculó el promedio y la desviación estándar de las medidas.

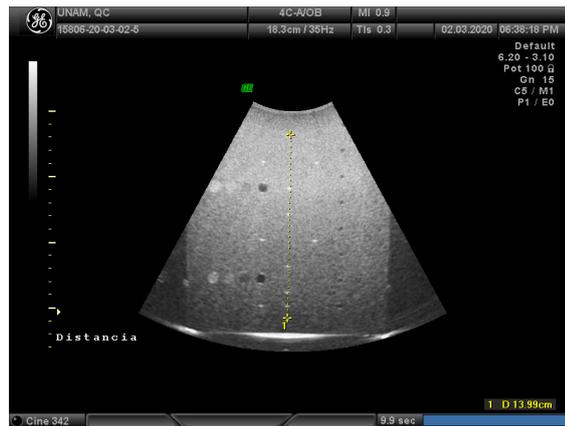


Figura 3.17: Medición de la distancia vertical, en la parte inferior izquierda de la imagen se indica la distancia que midió el equipo de ultrasonido. La distancia de separación esperada según los datos del maniquí es de 14 cm.

Criterio de aceptación. El valor promedio se compara con la distancia que nos indica el maniquí y se genera un criterio de aceptación (tabla 3.9) basado en los límites sugeridos por Goodsitt et al. [8].

Nivel de acción para la medida vertical
Si el error es mayor que, ya sea, $\pm 1.5 \text{ mm}$ o de 1.5% respecto a la distancia actual.
Nivel defectuoso para la medida vertical
Si el error es mayor que, ya sea, $\pm 2 \text{ mm}$ o de 2% respecto a la distancia actual.

Tabla 3.9: Criterios de aceptación para la evaluación de la exactitud de las distancias horizontales.

Acción correctiva. En caso de tener un nivel de acción, el ingeniero de servicio debe revisar el equipo y corregir el problema. Si se obtiene un nivel defectuoso se debe retirar del servicio el equipo y corregir el problema.

3. METODOLOGÍA

3.5.4.2. Distancia horizontal

Procedimiento. Para la evaluación de la exactitud de las distancias horizontales, se obtuvo una imagen del maniquí de tal forma que los filamentos de nylon se encontraran cerca del centro de la imagen. La zona focal se colocó lo más cerca posible del arreglo horizontal a evaluar. Con los marcadores se midió la distancia entre los objetos de nylon contiguos y separados horizontalmente (figura 3.18). Se repitió la medición 3 veces y se calculó el promedio y la desviación estándar de las medidas.

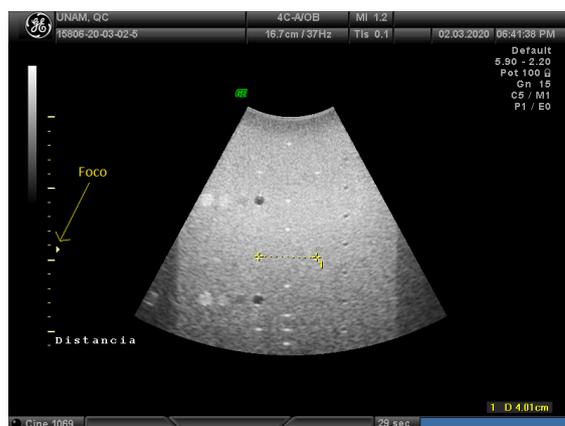


Figura 3.18: Medición de la distancia horizontal. Nótese que el foco se encuentra a la misma profundidad que los objetos evaluados. La distancia de separación esperada según los datos del maniquí es de 4 cm.

Criterio de aceptación. El valor promedio se comparó con la distancia indicada en las especificaciones del maniquí y se generó un criterio de aceptación (tabla 3.10) basado en los límites sugeridos por Goodsitt et al. [8].

Nivel de acción para la medida horizontal
Si el error es mayor que, ya sea, $\pm 2 \text{ mm}$ o de 2 % respecto a la distancia actual.
Nivel defectuoso para la medida horizontal
Si el error es mayor que, ya sea, $\pm 2.5 \text{ mm}$ o de 2.5 % respecto a la distancia actual.

Tabla 3.10: Criterios de aceptación para la evaluación de la exactitud de distancias horizontales.

Acción correctiva. En caso de tener un nivel de acción, el ingeniero de servicio debe revisar el equipo y corregir el problema. Si se obtiene un nivel defectuoso se debe retirar del servicio el equipo y corregir el problema.

3.5.5. Linealidad

Objetivo. Idealmente, el nivel de gris de cada píxel en la imagen debe aumentar linealmente con la intensidad de los ecos detectados. Sin embargo, para potencias y ganancias altas, es posible que se saturen los amplificadores del sistema y se pierda contraste en la imagen. Por tanto, es importante determinar el rango de operación de los controles de potencia y ganancia dentro de los cuales el sistema se comporta de manera lineal.

Precauciones. Para esta prueba es importante verificar que el mapa de grises con el que trabaja el equipo sea lineal, ya que dicho mapa puede ser modificado.

Ajustes. Para la prueba de linealidad, se configuró la imagen de tal manera que la mitad superior del maniquí fuera visualizado, se ajustó el foco a una profundidad a la cual no se observaran filamentos de nylon y se ajustaron las barras del TGC en un valor intermedio. Además, se utilizó la frecuencia resolución, penetración y normal para realizar las mediciones.

Procedimiento. Para iniciar la prueba, se ajustó la potencia al 25 % de la escala total y se configuró la ganancia al valor mínimo; con estos ajustes se adquirió una imagen. Después, con el mismo valor de potencia, se aumento la ganancia en pasos de 5 dB adquiriendo imágenes en cada paso hasta llegar a la ganancia máxima disponible. En la figura 3.19 podemos apreciar cómo cambia el brillo de la imagen cuando existe una diferencia en la ganancia.

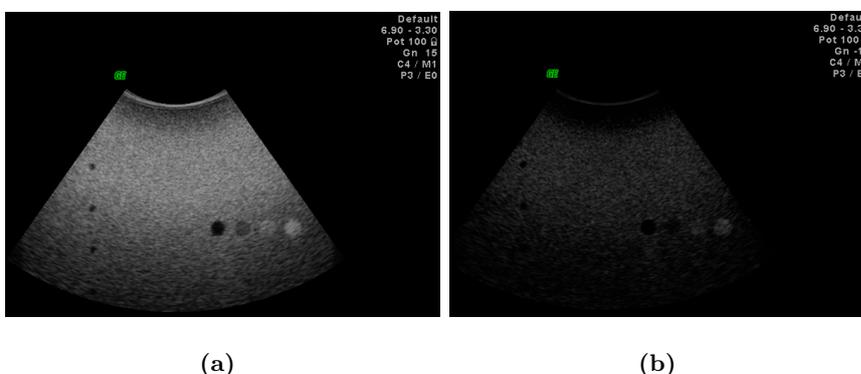


Figura 3.19: Diferencia de brillo entre dos imágenes adquiridas con un valor de potencia igual a 100, pero diferentes ganancias. (a) Imagen con una ganancia de 15 dB. (b) Imagen con una ganancia de -10 dB.

Se repitió todo el procedimiento anterior para potencias de 50 %, 75 % y 100 %. Como resultado se obtuvieron conjuntos de imágenes, cada uno correspondiente a un nivel de potencia fijo con variaciones en la ganancia.

Se analizaron los datos seleccionando en cada imagen una ROI de $2\text{cm} \times 2\text{cm}$ a la profundidad donde se encuentra el foco (figura 3.20) y se obtuvo el promedio y la

3. METODOLOGÍA

desviación estándar de los niveles de gris dentro de a ROI. Con los resultados obtenidos se graficó el valor promedio del nivel de gris en función de la respectiva ganancia.

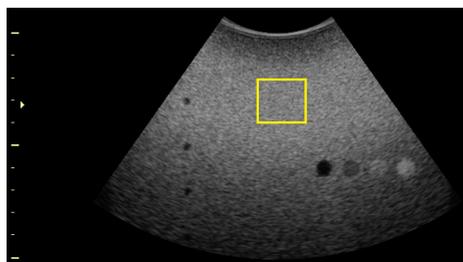


Figura 3.20: ROI generada en el centro de la imagen identificada por el cuadro amarillo.

Nótese que se encuentra a la misma profundidad que el foco.

Para cada curva de nivel promedio de gris en función de la ganancia, se identificaron los intervalos de ganancia en los cuales el sistema operaba de manera lineal. De esta forma, el operador podrá variar la ganancia con la seguridad de saber cuánto puede aumentar o disminuir su valor sin saturar el sistema o perder contraste.

Criterios de aceptación. Esta prueba nos permite conocer los rangos de potencia y ganancia dentro de los cuales el nivel de gris se comporta correctamente, así como los rangos en los que se presenta pérdida de contraste y/o saturación. Los resultados obtenidos sirven como recomendación de los rangos a utilizar durante la operación del equipo.

3.5.6. Resolución espacial

Objetivo. Como se describió anteriormente, la resolución espacial es la capacidad que tiene el sistema de detectar y mostrar claramente dos objetos pequeños que se encuentran muy cercanos entre sí. En ésta prueba se evaluó la resolución axial y lateral. Se realizaron dos tipos de pruebas de resolución, cada una con sus propias características. Las identificamos por el nombre de Método A y Método B.

Precauciones. Para las pruebas del método A y B, fue necesario conocer el rango de ganancias dentro del cual se presentó una respuesta lineal; de ahí la importancia de la prueba de linealidad descrita anteriormente.

3.5.6.1. Método A

Ésta prueba se basó en lo descrito por [38]. Se midieron dos parámetros relacionados con la resolución espacial:

- Longitud de respuesta axial (ARL, por sus siglas en inglés). Es la longitud axial del área delineada por la curva de respuesta de -20 dB respecto del nivel máximo producido por un objeto puntual (filamento de nylon).

- Ancho de respuesta lateral (LRW, por *lateral resolution width*). Es la longitud lateral del área delineada por la curva de respuesta de -20 dB respecto del nivel máximo producido por un objeto puntual (filamento de nylon).

Ajustes. Se requirieron dos imágenes de un filamento de nylon, una obtenida a una ganancia de referencia y otra obtenida a una ganancia -20 dB menor (figura 3.22). En ambas imágenes se obtuvieron perfiles axiales y laterales de la respuesta del objeto puntual (figura 3.21). El nivel de gris máximo en el perfil de la imagen a -20 dB ($P1$), se utilizó como umbral para medir el ancho de la respuesta del objeto puntual en el perfil de la imagen a la ganancia de referencia.

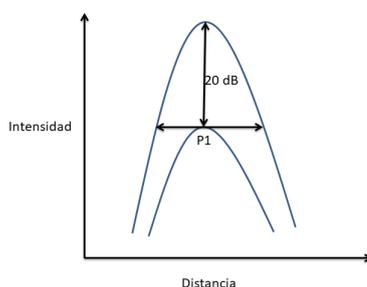
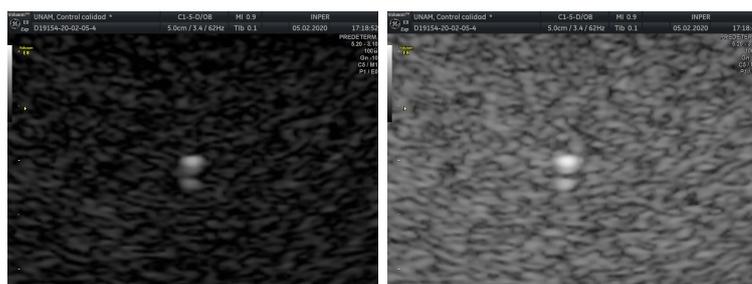


Figura 3.21: Ancho de respuesta a 20 dB debajo del nivel máximo

Procedimiento. Para la adquisición de datos se alineó la imagen a una columna de filamentos de nylon, se eligió el filamento menos profundo del maniquí y se colocó el foco lo más cercano posible al objeto de interés. Se aplicó *zoom* máximo al objeto y se adquirió una imagen. Después se aumentó la ganancia 20 dB y se adquirió una imagen del mismo objeto, manteniendo el mismo foco y el mismo *zoom*. Como resultado se obtuvieron dos imágenes con 20 dB de diferencia (figura 3.22).



(a)

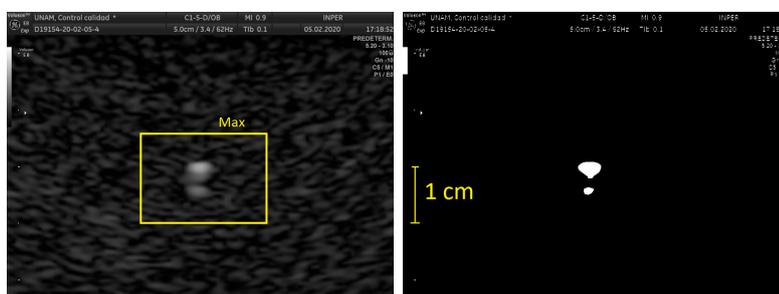
(b)

Figura 3.22: Imágenes del mismo filamento con 20 dB de diferencia. (a) Imagen con una ganancia de -10 dB. (b) Imagen con una ganancia de 10 dB.

El análisis de las imágenes se realizó con el programa de procesamiento de imagen digital de dominio público *Image J*. Se convirtieron ambas imágenes de escalas de grises

3. METODOLOGÍA

a 8-bits y en la imagen de baja ganancia se generó una ROI alrededor del filamento y se obtuvo la máxima señal de intensidad (figura 3.23 (a)), es decir, se obtuvo el nivel de gris máximo presente en la ROI. Después, a la imagen de alta ganancia se le restó este valor máximo medido en la imagen de baja ganancia y se convirtió la imagen a binario aplicando un umbral igual a cero, tal que los valores de los píxeles que originalmente eran más pequeños al máximo valor de la imagen de baja ganancia fueran igualados a cero (convertidos a negro) y los valores que originalmente eran iguales o mayores al valor máximo de la imagen de baja ganancia fueron igualados a uno (convertidos a blanco). De esta manera se obtuvo una imagen binaria la cual tenía asignado el valor 1 a los píxeles en la imagen de alta ganancia los cuales originalmente eran iguales o mayores que el valor máximo de la imagen de baja ganancia (figura 3.23 (b)).



(a) Extracción del valor máximo (b) Imagen binaria y su ajuste de la imagen de baja ganancia. para la calibración.

Figura 3.23: Proceso de extracción del valor máximo en la imagen de baja ganancia y posterior transformación a binario de la imagen de alta ganancia.

Por último, se calibró la herramienta de medición de distancias de *Image J* a partir de la escala espacial de la imagen de ultrasonido. Una vez ajustada la imagen, se midió la máxima dimensión lateral y axial del filamento; estos valores corresponden a la LRW y a la ARL respectivamente.

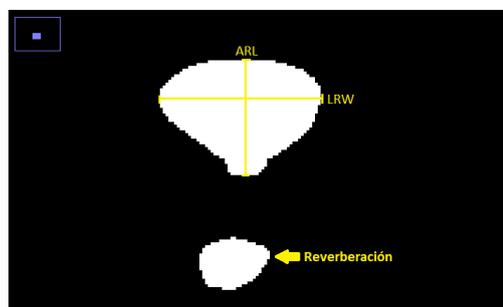


Figura 3.24: Medición de la ARL y la LRW del filamento.

Como la ARL y la LRW son parámetros relacionados con la resolución axial y lateral respectivamente, por lo descrito en la sección 2.6.3, la ARL debe ser menor que la LRW en todos los casos. Al no medir directamente la resolución axial y lateral no podemos definir un **criterio de aceptación**, pero los valores obtenidos pueden utilizarse como referencias en pruebas futuras.

3.5.6.2. Método B

Como medida alternativa de la resolución espacial, se midió la función de autocovarianza del patrón de moteado de la imagen.

Precauciones. En el método B también fue necesario conocer el rango de ganancias dentro del cual se presentó una respuesta lineal. La región homogénea del fondo del maniquí utilizado cumple con las características necesarias para la prueba y descritas en la sección 2.6.4: el fondo del maniquí es uniforme, los dispersores son muy pequeños y además están distribuidos aleatoriamente en el maniquí.

Ajustes. Para realizar la prueba, se seleccionó una imagen cuya evaluación presentara comportamiento lineal.

Procedimiento. Se generó una ROI en una zona homogénea del maniquí y se calculó la matriz de autocovarianza (figura 3.25). El tamaño de la zona central está relacionado con la resolución espacial.

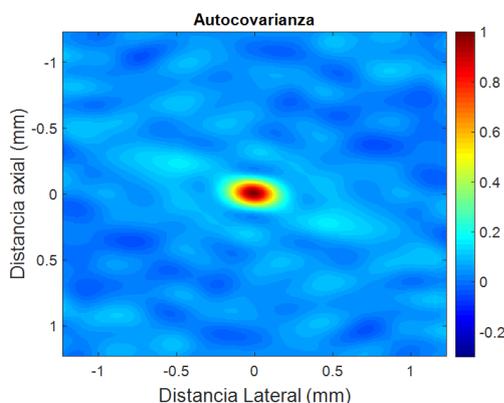


Figura 3.25: Matriz de autocovarianza.

Después se calcularon los perfiles axiales y laterales a partir de la región central. Una vez definidos los perfiles, se calculó la longitud de correlación axial y lateral (figura 3.26).

Criterio de aceptación. Se genera un criterio de aceptación a partir de los límites sugeridos por Goodsitt et al. [8] (tabla 3.11).

Acciones correctivas. Si los valores superan el criterio de aceptación, el equipo debe ser revisado por el ingeniero de servicio.

3. METODOLOGÍA

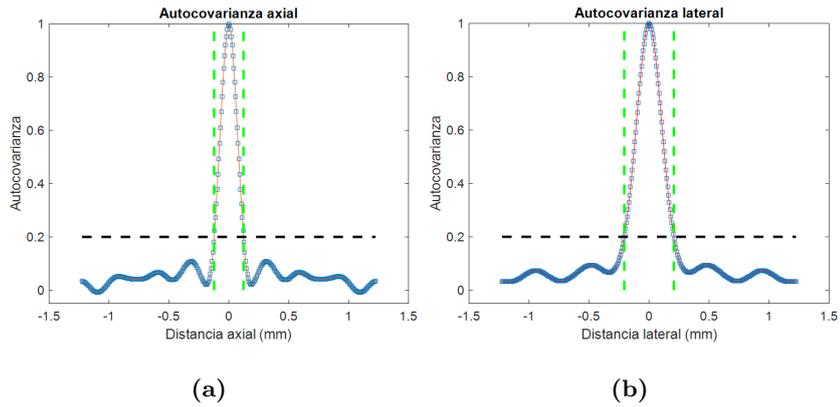


Figura 3.26: Medición de las longitudes de correlación axial y lateral a partir de los perfiles correspondientes de la matriz de autocovarianza utilizadas en el método B del transductor RAB4-8L con número de serie 58652KR9. (a) Perfil axial de la matriz de autocovarianza. (b) Perfil lateral de la matriz de autocovarianza.

Longitud de correlación axial	$\leq 2 \text{ mm}$ para $f < 4 \text{ MHz}$ $\leq 1 \text{ mm}$ para $f > 4 \text{ MHz}$
Longitud de correlación lateral	$\leq 2 \text{ mm}$ para toda f

Tabla 3.11: Criterios de aceptación para las medidas de longitudes de correlación.

3.5.7. Zona muerta

Objetivo. La zona muerta es la distancia que existe entre la ventana de escaneo y el primer eco útil. Se produce debido a la vibración del transductor y a la reverberación entre el transductor y la superficie del maniquí. A medida que aumenta la frecuencia, la longitud del pulso disminuye y la profundidad de la zona muerta disminuye [8].

Ajustes. Se configuró la profundidad de la imagen al menor valor posible procurando mostrar toda la cara del transductor, se ajustó el foco en el menor valor, es decir, lo más cercano a la ventana de escaneo, se desactivó la opción de imagen por armónicos (*tissue harmonic imaging*) y cualquier opción de post-procesamiento. Además se seleccionaron los valores máximos de la potencia y del TGC, y la ganancia se ajustó para generar una imagen con brillo uniforme. Además, se utilizó la frecuencia resolución, penetración y normal para realizar las mediciones.

Procedimiento. Para la adquisición de datos, se guardaron 200 imágenes de la parte más superficial del maniquí con la herramienta *cine loop*. Se calculó el valor promedio de gris ($a_{i,j}$) sobre las 200 imágenes adquiridas, tal y como en la prueba cuantitativa de máxima profundidad de penetración (sección 3.5.3.2). Después se generó una ROI de 0.75 cm de ancho y 1 cm de profundidad en la zona central de la imagen, iniciando en la ventana de escaneo (figura 3.27). Posteriormente se obtuvo el promedio lateral del nivel de gris de la ROI, es decir, se promedió cada fila de píxeles (i).

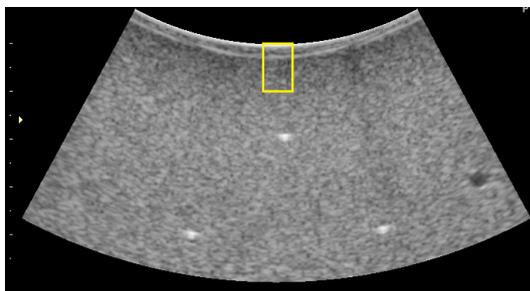


Figura 3.27: ROI generada en el centro de la imagen identificada por el rectángulo amarillo.

Se graficó el promedio de cada fila en función de la profundidad. La zona muerta se definió como aquella extensión de la curva del valor promedio de gris en la cual se observan oscilaciones atribuidas a las reverberaciones del transductor.

Criterio de aceptación. A partir del valor de la zona muerta y la frecuencia del transductor utilizado, se utilizó un criterio de aceptación (tabla 3.12) basado en los límites sugeridos por Goodsitt et al. [8].

Acciones correctivas. Si los valores superan el criterio de aceptación, el equipo debe ser revisado por el ingeniero de servicio.

3. METODOLOGÍA

Frecuencia central de transductor (MHz)	Zona muerta (mm)
$f \leq 3$	< 7
$3 < f < 5$	< 5
$f \geq 7$	< 3

Tabla 3.12: Criterios para la zona muerta.

Resultados

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos durante la aplicación de las pruebas de control de calidad a los equipos de ultrasonido médico y el análisis de imágenes, siguiendo el orden presentado en la sección 3.5.

4.1. Inspección mecánica

Durante la inspección mecánica, los equipos evaluados presentaron faltas en la limpieza del equipo; sobre todo se encontraron residuos de gel y polvo en los transductores, en los soportes para contenedores de gel y en los soportes de los transductores. Además, muchos de los cables de los transductores yacían en el suelo donde pueden ser arrollados por las ruedas del equipo o pisados por alguna persona, esto es importante ya que algún daño en el cable, compromete el funcionamiento de los elementos piezoeléctricos y por tanto el funcionamiento del transductor. Por otra parte, 3 de los 4 equipos presentaron algún tipo de falla en sus componentes mecánicos (tabla 4.1). Los equipos con fallas deben de ser revisados por el ingeniero de servicio.

4.2. Uniformidad

En la tabla 4.2 se presentan los resultados de las pruebas de uniformidad (cuantitativa y cualitativa) de los 12 transductores (tabla 3.5); una *S* indica que SI pasó la prueba y una *N* que NO pasó la prueba.

En la imagen 4.1 se muestran los resultados de la prueba de uniformidad del transductor RAB4-8L con número de serie 58652KR9. No se tienen caídas en el nivel de gris más allá de 3 DMA y por lo tanto pasa la prueba.

En la imagen 4.2 se muestran los resultados de la prueba de uniformidad del transductor C1-5-D con número de serie 108337YP7. Cualitativamente se observan un par de sombras en la imagen de ultrasonido identificadas con flechas. Cuantitativamente no se presentan caídas más allá de 3 DMA, pero se observa en la gráfica caídas en el nivel

4. RESULTADOS

Equipo	Componente dañado	Descripción
Voluson 730PRO-A38171	Transductor RAB4-8L	Fisura en la cabeza
	Filtro de aire	Lleno de polvo
	Cables de transductores	Colocados en el suelo
	Toma corriente	Colgando de la pared
Voluson E8-D19154	Filtro de aire	Lleno de polvo
	Controles	Imagen de tecla dañada
	Pantalla táctil	Sin sensibilidad al tacto
	Cable de internet	Cableado interior expuesto
Voluson E8-D11501	Cursor esférico	Sin funcionamiento
	Perillas TGC	Últimas dos perillas sin funcionamiento
	Cable eléctrico	Cableado interior expuesto

Tabla 4.1: Descripción de los componentes dañados encontrados durante la inspección.

Equipo	Transductores	No. de Serie	Cualitativo	Cuantitativo
Voluson E8-D11501	RAB4-8-D	121675KR3	S	S
	4C-D	107926PD8	S	S
	RIC5-9-D	102307KR6	S	S
Voluson E8-D19154	RAB6-D	151336KR5	S	S
	RIC5-9-D	150829KR0	S	S
	C1-5-D	108347YP6	S	S
Voluson 730PRO-A38171	4C-A	59387KR1	S	S
	RAB4-8L	58652KR9	S	S
	RIC5-9H	46646KR6	S	S
Voluson E8-S.R.	C1-5-D	108337YP7	N	N
	RAB6-D	151325KR8	S	S
	RIC5-9-D	150827KR4	S	S

Tabla 4.2: Resultados cuantitativos y cualitativos de la prueba de uniformidad.

de gris alrededor de las columnas 50 y 80 que corresponden a las sombras observadas en la imagen en modo-B. Las caídas en el nivel de gris son de 4 *dB*.

La evaluación cuantitativa ayuda a definir valores en el nivel de gris que exceden tres DMA a partir de la mediana. Este umbral es típico para declarar una degradación clara y aplicar una acción correctiva [10].

En el caso del transductor C1-5-D con número de serie 108337YP7 es necesario tomar una acción correctiva debido a las sombras presentes en la imagen, es decir, se debe revisar el transductor y reparar la falla.

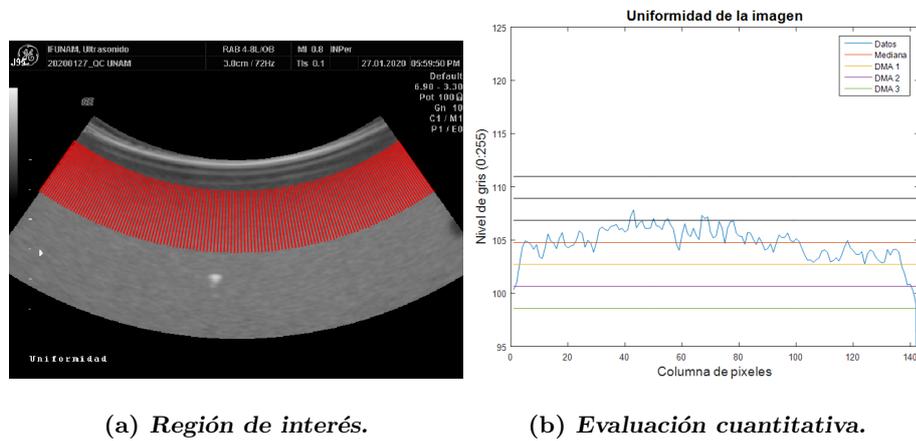


Figura 4.1: Análisis cuantitativo de la uniformidad del transductor RAB4-8L con número de serie 58652KR9.

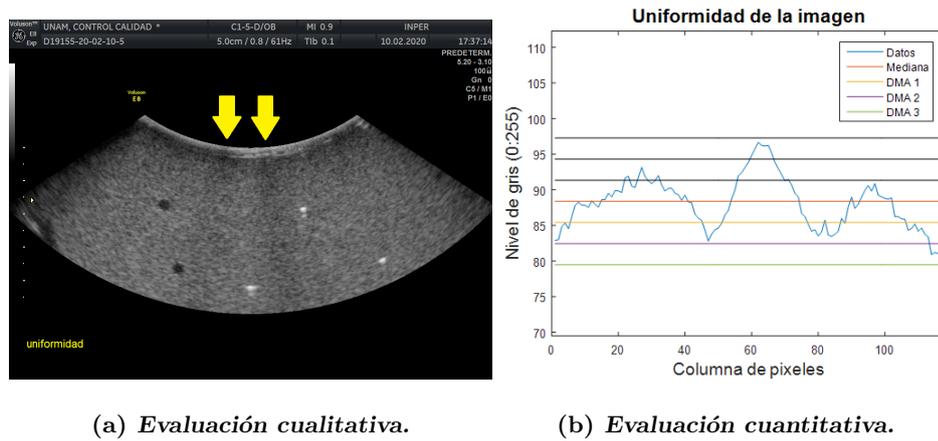


Figura 4.2: Prueba de uniformidad del transductor C1-5-D con número de serie 108337YP7.

4.3. Máxima profundidad de penetración

Los resultados de las pruebas cuantitativa y cualitativa de todos los equipos y sus respectivos transductores se presentan en las tablas 4.3, 4.4, 4.5 y 4.6. Los datos indicados como ND (No Determinando) corresponden a aquellos en los que la máxima profundidad de penetración excedió la profundidad del maniquí.

Voluson E8-D11501	4C-D 107926PD8		RAB4-8-D 121675KR3		RIC5-9-D 102307KR6	
Frecuencia	Cuantitativa [cm]	Cualitativa [cm]	Cuantitativa [cm]	Cualitativa [cm]	Cuantitativa [cm]	Cualitativa [cm]
Normal	ND	ND	13.14	14.47	8.64	9.13
Penetración	ND	ND	ND	ND	10.43	11.61
Resolución	13.92	15.16	10.13	11.12	5.69	6.79

Tabla 4.3: Resultados de la prueba de máxima profundidad de penetración del equipo Voluson E8-D11501.

Voluson 730PRO-A38171	4C-A 59387KR1		RAB4-8L 58652KR9		RIC5-9H 46646KR6	
Frecuencia	Cuantitativa [cm]	Cualitativa [cm]	Cuantitativa [cm]	Cualitativa [cm]	Cuantitativa [cm]	Cualitativa [cm]
Normal	14.08	14.89	12.99	14.91	7.99	8.79
Penetración	ND	ND	ND	ND	8.52	9.76
Resolución	10.18	10.65	10	10.97	6.21	7.14

Tabla 4.4: Resultados de la prueba de máxima profundidad de penetración del equipo Voluson 730PRO-A38171.

Voluson E8-D19154	C1-5-D 108347YP6		RAB6-D 151336KR5		RIC5-9-D 150829KR0	
Frecuencia	Cuantitativa [cm]	Cualitativa [cm]	Cuantitativa [cm]	Cualitativa [cm]	Cuantitativa [cm]	Cualitativa [cm]
Normal	ND	ND	13.80	15.15	8.97	9.77
Penetración	ND	ND	ND	ND	11.10	11.54
Resolución	13.43	14.95	10.10	11.29	5.42	6.07

Tabla 4.5: Resultados de la prueba de máxima profundidad de penetración del equipo Voluson E8-D19154.

Podemos observar que los transductores que operan a bajas frecuencias penetran más en el maniquí, de tal forma que en algunas de sus configuraciones (frecuencia Normal/Penetración) llegan a exceder la longitud del mismo. Los transductores endocavitarios no llegan a exceder la longitud del maniquí, ya que estos operan a más altas frecuencias.

En todos los casos, la máxima profundidad de penetración cualitativa fue mayor a la cuantitativa, con una diferencia promedio entre resultados de 1.01 ± 0.39 cm. Esta diferencia se debe a las condiciones ambientales de iluminación de las habitaciones

4.3 Máxima profundidad de penetración

Voluson E8-S.R.	C1-5-D	108337YP7	RAB6-D	151325KR8	RIC5-9-D	150827KR4
Frecuencia	Cuantitativa [cm]	Cualitativa [cm]	Cuantitativa [cm]	Cualitativa [cm]	Cuantitativa [cm]	Cualitativa [cm]
Normal	ND	ND	13.83	15.39	8.59	8.89
Penetración	ND	ND	ND	ND	10.68	11.89
Resolución	13.23	14.10	10.14	11.49	5.54	6.12

Tabla 4.6: Resultados de la prueba de máxima profundidad de penetración del equipo Voluson E8 sin registro del número de serie.

donde yacen los equipos. Al no encontrarse en completa obscuridad, la visualización de la frontera entre el patrón de moteado y el ruido electrónico no es tan evidente, además de que se necesita una práctica constante para poder identificar ambas regiones.

En la figura 4.3 se muestran los resultados cualitativos y cuantitativos del transductor RIC5-9-D con número de serie 102307KR6. La imagen (a) muestra el resultado cuando se utilizan los marcadores (*calipers*) que tiene el equipo y en la imagen (b) se tiene el resultado cuantitativo dado por la ecuación 3.6.

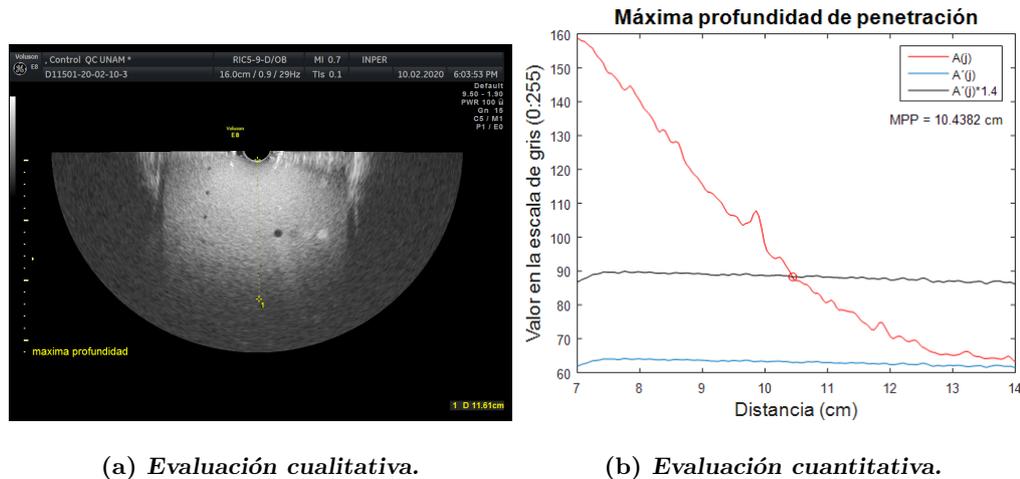


Figura 4.3: Prueba de MPP del transductor RIC5-9-D con número de serie 102307KR6.

En el caso de las pruebas cuantitativas no se presentan desviaciones estándar ya que se utilizaron todas las imágenes disponibles del *cine loop* para reducir el patrón de moteado lo más posible, a expensas de no poder calcular la incertidumbre. Sin embargo, a partir de las desviaciones estándar de las mediciones de distancias, se tiene que la incertidumbre es de 0.39 *cm* y por tanto las diferencias observadas entre las medidas cualitativas y las medidas experimentales del orden de 1 *cm* son significativas.

En la figura 4.4 se muestra la gráfica de dispersión de los valores de la máxima profundidad de penetración de todos los transductores. En el eje *x* se encuentran los resultados cuantitativos y en el eje *y* los resultados cualitativos. Se tiene que el coefi-

4. RESULTADOS

coefficiente de correlación de Pearson es de 0.9935, lo cual indica un alto grado de correlación entre las medidas. Además se tiene un $p\text{-value} \simeq 0$, lo que indica que las ambas medidas son distintas (caso cuantitativo y cualitativo) pero están relacionadas.

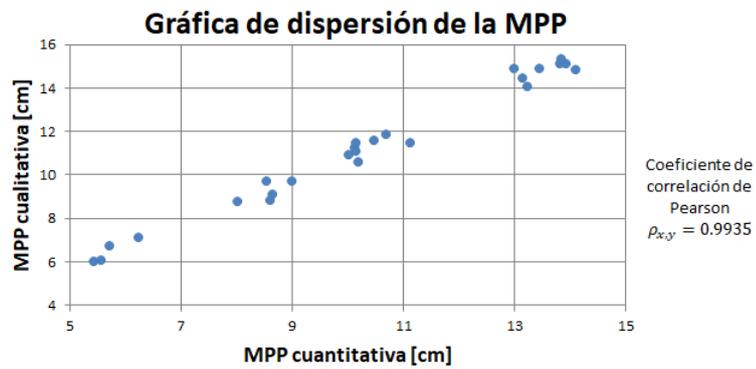


Figura 4.4: Gráfica de dispersión de los resultados de la prueba de MPP.

4.4. Medición de las distancias

Los resultados de la prueba de medición de las distancias verticales y horizontales de cada transductor y para tipo de frecuencia se muestran en las tablas 4.7, 4.8, 4.9 y 4.10. Se presenta en cada tabla la diferencia relativa respecto del valor indicado en el maniquí. Los datos con asteriscos (un asterisco para nivel de acción y dos asteriscos para nivel defectuoso), indican que no pasaron los criterios de aceptación descritos en la tablas 3.10 y 3.9.

El transductor C1-5-D con número de serie 108337YP7; el cual no pasó la prueba de uniformidad (tabla 4.2), pasó los criterios de aceptación de las medidas vertical y horizontal (tabla 4.10).

Voluson 730PRO-A38171	4C-A	59387KR1	RAB4-8L	58652KR9	RIC5-9H	46646KR6
Frecuencia	Horizontal [%]	Vertical [%]	Horizontal [%]	Vertical [%]	Horizontal [%]	Vertical [%]
Normal	2 ± 0.5*	0.14 ± 0.14	0.25 ± 0.75	0.14 ± 0.71	2.2 ± 0.5*	0 ± 0.6
Penetración	4 ± 0**	0 ± 0.1	0.50 ± 0.75	0.64 ± 0.21	2 ± 0.5*	0.8 ± 0.2
Resolución	2.50 ± 0.75*	0.15 ± 0.38	1 ± 1.5	1.10 ± 0.6	1.74 ± 0.75	0.16 ± 0.33

Tabla 4.7: Diferencias relativas de la prueba de precisión de la medición de las distancias del equipo Voluson 730PRO-A38171.

Voluson E8-D19154	C1-5-D	108347YP6	RAB6-D	151336KR5	RIC5-9-D	150829KR0
Frecuencia	Horizontal [%]	Vertical [%]	Horizontal [%]	Vertical [%]	Horizontal [%]	Vertical [%]
Normal	0.2 ± 0	0.28 ± 0.35	1 ± 1	0.35 ± 0.14	1.2 ± 0.5	1.5 ± 0
Penetración	0.5 ± 0	0.21 ± 0.28	2 ± 0	0.4 ± 0.5	4 ± 0.25**	1.1 ± 0.7
Resolución	0.2 ± 0	0.14 ± 0.14	1.2 ± 0.5	0.2 ± 0	0.7 ± 1	0.5 ± 1

Tabla 4.8: Diferencias relativas de la prueba de precisión de la medición de las distancias del equipo Voluson E8-D19154.

Voluson E8-D11501	4C-D	107926PD8	RAB4-8-D	121675KR3	RIC5-9-D	102307KR6
Frecuencia	Horizontal [%]	Vertical [%]	Horizontal [%]	Vertical [%]	Horizontal [%]	Vertical [%]
Normal	1.25 ± 0.75	0.2 ± 0	0.50 ± 0.25	0.23 ± 0	0.2 ± 0	0.2 ± 0.2
Penetración	0.5 ± 0	0.1 ± 0	0.50 ± 0.25	0.07 ± 0.28	0.5 ± 0.5	0.41 ± 0.16
Resolución	2 ± 0	0.21 ± 0.14	0.2 ± 0.5	0.4 ± 0.2	0.2 ± 0	0 ± 1.25

Tabla 4.9: Diferencias relativas de la prueba de precisión de la medición de las distancias del equipo Voluson E8-D11501.

4. RESULTADOS

Voluson E8-S.R.	C1-5-D 108337YP7		RAB6-D 151325KR8		RIC5-9-D 150827KR4	
	Horizontal [%]	Vertical [%]	Horizontal [%]	Vertical [%]	Horizontal [%]	Vertical [%]
Frecuencia						
Normal	0.7 ± 0	0.14 ± 0.14	1.50 ± 0.75	0.3 ± 0	$2.7 \pm 0.5^{**}$	0.66 ± 0.33
Penetración	0.5 ± 0.5	0.92 ± 0.71	1 ± 0	0.28 ± 0.14	$2.2 \pm 0.5^*$	0.4 ± 0.2
Resolución	0.5 ± 0.5	0.50 ± 0.14	1.50 ± 0.75	0.3 ± 0.3	1.7 ± 0.5	0 ± 0

Tabla 4.10: Diferencias relativas de la prueba de precisión de la medición de las distancias del equipo Voluson E8-S.R.

Los resultados que presentan asteriscos indican que se deben tomar acciones correctivas y los que presentan dos asteriscos indican niveles defectuosos. En ambos casos se debe revisar los transductores y reparar la falla.

4.5. Linealidad

Los resultados de la prueba de linealidad del transductor 4C-A con número de serie 59387KR1 se presentan en la tabla 4.11. Cada recuadro nos indica el rango de ganancias útiles en el que se observó un comportamiento lineal para cada potencia y frecuencia utilizada. Al ser muchos los datos recabados, los resultados de cada transductor se presentan en el apéndice B.

Voluson 730PRO-A38171	Potencia		4C-A		59387KR1	
	25 %	50 %	75 %	100 %		
Frecuencia						
Normal	5 a 15 dB	0 a 15 dB	-10 a 15 dB		-15 a 15 dB	
Penetración	No lineal	0 a 15 dB	-5 a 15 dB		-15 a 15 dB	
Resolución	No lineal	0 a 10 dB	-15 a 10 dB		-15 a 10 dB	

Tabla 4.11: Rangos de ganancias de operación lineal del transductor 4C-A con número de serie 59387KR1.

La figura 4.5 presenta dos ejemplos de los resultados del análisis de la linealidad de dos transductores distintos. La figura (a) indica un comportamiento lineal adecuado en todo el rango de ganancias, la figura (b) nos revela un comportamiento lineal de 0 a 15 dB. Para las ganancias que se encuentran entre -15 y -5 dB presentan un comportamiento constante en los niveles de gris, lo que indica un pobre contraste en esa región de ganancias.

4. RESULTADOS

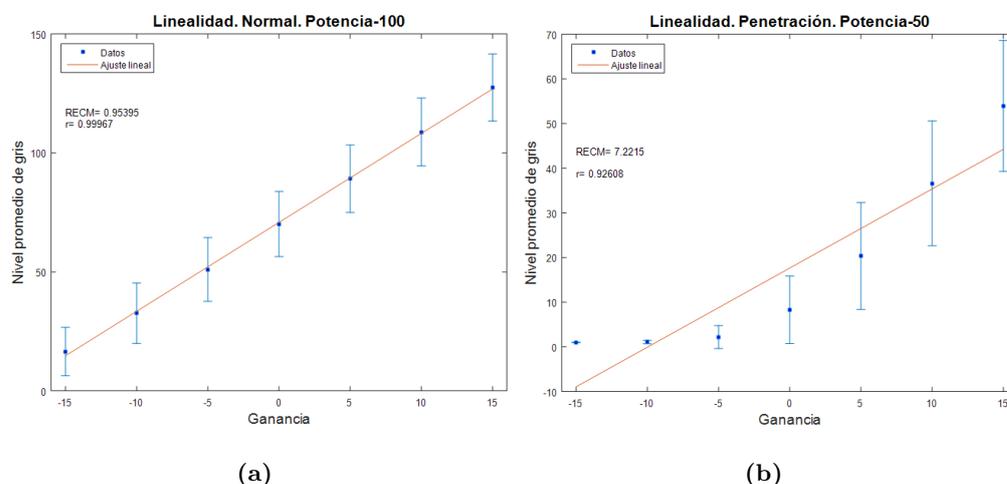


Figura 4.5: Ejemplos de resultados de la prueba de linealidad de dos transductores distintos, cada uno con ajusten específicos de frecuencia y potencia. (a) Comportamiento lineal adecuado a la frecuencia N y potencia 100 del transductor RAB6-D con número de serie 151325KR8. (b) Comportamiento lineal inadecuado entre -15 y -5 dB a la frecuencia P y potencia 50 del transductor C1-5-D con número de serie 108337YP7.

4.6. Resolución espacial

Los resultados de la prueba de resolución espacial de todos los equipos se presentan en las tablas 4.12, 4.13, 4.14 y 4.15. Se indican los resultados obtenidos por medio de los métodos A y B para cada frecuencia, además de la profundidad a la cual se adquirieron las imágenes.

Si tomamos en cuenta los resultados del método A, observamos que ningún transductor pasaría las pruebas de aceptación. De un total de 166 mediciones realizadas con este método (contando medidas axiales y laterales), sólo un 17.46 % pasa los criterios de aceptación, donde un 12.04 % corresponden a medidas axiales y un 5.42 % a medidas laterales. Si sólo tomamos en cuenta los resultados del método B, de un total de 72 mediciones (contando medidas axiales y laterales), el 91.66 % pasa los criterios de aceptación, donde el 47.22 % corresponden a medidas axiales y un 44.44 % corresponden a medidas laterales.

Las ecuaciones de la resolución espacial (sección 2.6.3) indican que la resolución axial debe de ser menor que 1 mm y la resolución lateral debe de estar entre 1-2 mm . El método B arroja mejores resultados ya que la mayoría de los valores se encuentran en el rango que dicta la teoría.

4.6 Resolución espacial

Voluson 730PRO-A38171		4C-A 59387KR1		RAB4-8L 58652KR9			RIC5-9H 46646KR6		
Frecuencia: Normal	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]
Método A	3 cm	1.55	2.02	3 cm	1.23	1.68	3 cm	0.83	1.33
	9 cm	1.69	2.47	9 cm	1.2	2.53	7 cm	1.07	2.43
				13 cm	1.41	2.83			
Método B	3 cm	0.34	0.49	3 cm	0.24	0.41	3 cm	0.36	0.65
Frecuencia: Penetración	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]
Método A	3 cm	1.6	2.25	3 cm	1.27	2.01	3 cm	1.04	1.42
	9 cm	1.68	2.71	9 cm	1.44	3.54	7 cm	1.31	2.74
	16 cm	1.08	3.03	15 cm	1.81	5.85			
Método B	3 cm	0.38	0.66	3 cm	0.27	0.51	3 cm	0.95	2.45
Frecuencia: Resolución	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]
Método A	3 cm	1.59	1.98	3 cm	1.02	1.68	3 cm	0.96	1.17
	9 cm	1.42	2.19	9 cm	0.8	1.86			
Método B	3 cm	0.36	0.47	3 cm	0.28	0.39	3 cm	1.98	2.45

Tabla 4.12: Resultados de la prueba de resolución espacial del equipo Voluson 730PRO-A38171.

Voluson E8-D19154		C1-5-D 108347YP6		RAB6-D 151336KR5			RIC5-9-D 150829KR0		
Normal	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]
Método A	3 cm	1.45	2.02	3 cm	1.12	1.8	3 cm	0.81	1.24
	9 cm	1.28	3.35	7 cm	1.35	1.89	7 cm	1.12	2.52
	16 cm	1.08	3.97	13 cm	1.19	2.99			
Método B	10 cm	0.58	1.56	3 cm	0.30	0.54	3 cm	0.28	0.58
Penetración	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]
Método A	3 cm	1.56	1.95	3 cm	1.44	2.22	3 cm	0.93	1.55
	9 cm	1.58	3.35	7 cm	1.42	2.16	7 cm	1.39	3.45
	16 cm	1.06	3.03				9 cm	1.44	3.14
Método B	10 cm	0.24	0.56	3 cm	0.29	0.65	3 cm	0.29	0.68
Resolución	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]
Método A	3 cm	1.09	1.91	3 cm	0.85	1.90	3 cm	0.97	1.52
	9 cm	1.27	3.13	7 cm	1.28	1.62			
Método B	3 cm	0.27	0.45	3 cm	0.27	0.48	3 cm	0.33	0.61

Tabla 4.13: Resultados de la prueba de resolución espacial del equipo Voluson E8-D19154.

4. RESULTADOS

Voluson E8-D11501		4C-D 107926PD8		RAB4-8-D 121675KR3			RIC5-9-D 102307KR6			
	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]	
Normal	3 cm	1.39	1.97	3 cm	1.30	1.69	3 cm	0.86	2.20	
	9 cm	1.15	1.88	7 cm	1.45	1.71	7 cm	0.78	2.80	
	15 cm	1.06	2.57	13 cm	1.02	1.91				
Método B	3 cm	0.30	0.58	3 cm	0.34	0.37	3 cm	0.58	0.74	
Penetración		Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]
Método A	3 cm	1.18	1.73	3 cm	1.93	1.82	3 cm	1.07	2.10	
	9 cm	1.25	2.50	7 cm	1.45	1.71	7 cm	1.58	2.84	
	15 cm	1.13	3.58	13 cm	1.62	4.74				
Método B	3 cm	0.20	0.60	3 cm	0.32	0.49	3 cm	1.60	1.75	
Resolución		Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]
Método A	3 cm	1.25	2.07	3 cm	1.28	1.63	3 cm	0.79	1.83	
	9 cm	1.04	1.55	7 cm	1.02	1.37				
Método B	3 cm	0.29	0.68	3 cm	0.39	0.40	3 cm	0.49	1.13	

Tabla 4.14: Resultados de la prueba de resolución espacial del equipo Voluson E8-D11501.

Voluson E8-S.R.		C1-5-D 108337YP7		RAB6-D 151325KR8			RIC5-9-D 150827KR4			
	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]	
Normal	3 cm	1.45	2.23	3 cm	1.27	1.87	3 cm	0.74	1.17	
	9 cm	0.90	2.61	7 cm	1.52	1.76	7 cm	1.03	3.53	
	17 cm	0.76	3.06							
Método B	3 cm	0.24	0.52	3 cm	0.22	0.42	3 cm	0.32	0.56	
Penetración		Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]
Método A	3 cm	1.52	2.27	3 cm	1.40	2.27	3 cm	1.05	1.33	
	9 cm	1.47	3.39	7 cm	1.51	1.91	7 cm	1.46	3.27	
	17 cm	0.91	3.51	16 cm	1.46	4.71	9 cm	1.38	3.54	
Método B	3 cm	0.31	0.51	3 cm	0.25	0.41	3cm	0.25	0.55	
Resolución		Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]	Profundidad	Axial [mm]	Lateral [mm]
Método A	3 cm	1.55	2.19	3 cm	1.15	1.82	3cm	1.44	1.01	
	9 cm	1.58	3.62	7 cm	1.29	1.62				
Método B	3 cm	0.26	0.52	3 cm	0.22	0.38	3cm	0.31	0.78	

Tabla 4.15: Resultados de la prueba de resolución espacial del equipo Voluson E8 sin registro del número de serie.

En la figura 4.6 y 4.7 se muestra la gráfica de dispersión de los valores axiales y laterales respectivamente. Se comparan los resultados de todos los equipos obtenidos a la misma profundidad por el método A y el método B. En ambas gráficas se muestra el coeficiente de correlación de Pearson correspondiente.

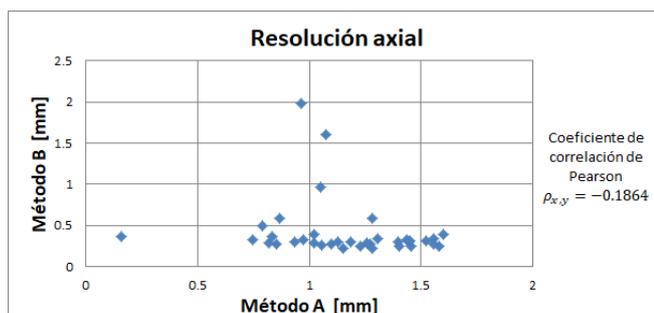


Figura 4.6: Gráfica de dispersión de los resultados axiales de la prueba de resolución espacial.

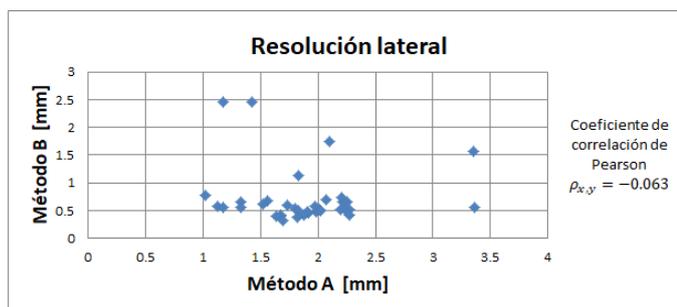


Figura 4.7: Gráfica de dispersión de los resultados laterales de la prueba de resolución espacial.

Se tiene que para la resolución axial, existe una diferencia promedio entre valores de $0.83 \pm 0.33 \text{ mm}$ y para la resolución lateral de $1.27 \pm 0.48 \text{ mm}$. Además se calcularon los coeficientes de correlación de Pearson para las medidas axial y lateral (figura 4.6 y 4.7), obteniendo $\rho_{x,y} = -0.186$ y $\rho_{x,y} = -0.063$ respectivamente. Esto indica que no existe correlación entre los resultados de ambos métodos.

La razón por la cual no existe correlación es que, las medidas de respuesta axial y lateral con el método A están fuertemente influenciadas por la presencia y el grosor del filamento, y no únicamente por la PSF. Por el contrario, dado que el patrón de moteado es producido por dispersores con tamaño mucho menor que la longitud de onda, la función de autocovarianza provee información principalmente de la PSF.

4.7. Zona muerta

Los resultados del valor de la zona muerta de cada transductor se presentan en las tablas 4.16, 4.17, 4.18 y 4.19. Los datos con asterisco, indican que no pasaron los criterios de aceptación descritos en la tabla 3.12.

Voluson 730PRO-A38171	4C-A	RAB4-8L	RIC5-9H
Frecuencia	Zona muerta [cm]	Zona muerta [cm]	Zona muerta [cm]
Normal	0.49	0.42	0.09
Penetración	0.50*	0.45	0.23
Resolución	0.44	0.43	0.11

Tabla 4.16: Resultados de la prueba de zona muerta del equipo Voluson 730PRO-A38171.

Voluson E8-D19154	C1-5-D	RAB6-D	RIC5-9-D
Frecuencia	Zona muerta [cm]	Zona muerta [cm]	Zona muerta [cm]
Normal	0.40	0.56*	0.21
Penetración	0.56*	0.66*	0.17
Resolución	0.53*	0.56*	0.10

Tabla 4.17: Resultados de la prueba de zona muerta del equipo Voluson E8-D19154.

Voluson E8-D11501	4C-D	RAB4-8-D	RIC5-9-D
Frecuencia	Zona muerta [cm]	Zona muerta [cm]	Zona muerta [cm]
Normal	0.36	0.57*	0.23
Penetración	0.32	0.53*	0.23
Resolución	0.30	0.53*	0.16

Tabla 4.18: Resultados de la prueba de zona muerta del equipo Voluson E8-D11501.

En la figura 4.8 se muestra el resultado de la zona muerta (0.36 *cm*) para la frecuencia Normal del transductor C1-5-D con número de serie 108347YP6. El valor de la zona muerta, indicada por la línea roja, cumple con el criterio de aceptación de la tabla 3.12.

La figura 4.9 muestra el resultado de la zona muerta (0.75 *cm*) para la frecuencia Resolución del transductor RAB6-D con número de serie 151325KR8. El valor de la zona muerta, indicada por la línea roja, no cumple con el criterio de aceptación (tabla 3.12) ya que se pueden observar reberveraciones que se repiten a varias profundidades

Voluson E8-S.R.	C1-5-D	RAB6-D	RIC5-9-D
Frecuencia	Zona muerta [cm]	Zona muerta [cm]	Zona muerta [cm]
Normal	0.38	0.72*	0.30*
Penetración	0.42	0.80*	0.29
Resolución	0.39	0.75*	0.11

Tabla 4.19: Resultados de la prueba de zona muerta del equipo Voluson E8-S.R.

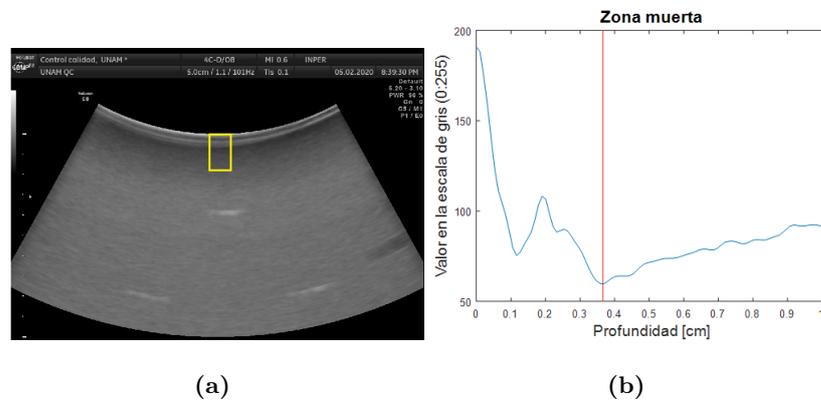


Figura 4.8: Análisis de la zona muerta del transductor C1-5-D con número de serie 108347YP6. (a) Región de interés seleccionada. (b) Gráfica de la evaluación de la zona muerta.

en la ROI; las cuales se muestran como fluctuaciones del nivel de gris en la gráfica correspondiente.

4. RESULTADOS

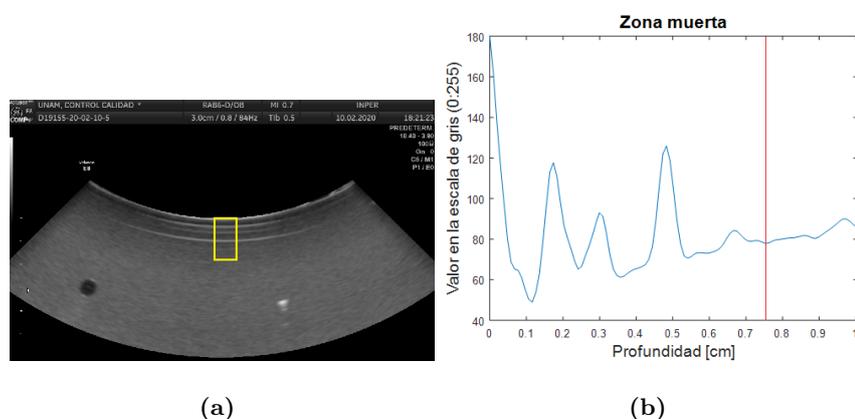


Figura 4.9: Análisis de la zona muerta del transductor transductor RAB6-D con número de serie 151325KR8. (a) Región de interés seleccionada. Se observan reverberaciones a lo largo de la profundidad de la ROI. (b) Gráfica de la evaluación de la zona muerta.

4.8. Recuento de resultados

Para tener una visión más general de todos los resultados, en la tabla 4.20 se hace un conteo de las fallas totales.

Prueba	Número de fallas detectadas
Integridad mecánica	11
Uniformidad	1
Distancias	4
Zona muerta	6
Resolución espacial	3
Total	22

Tabla 4.20: Fallas totales.

Los resultados de las pruebas de máxima profundidad de penetración y linealidad sólo son para establecer los parámetros base del equipo, es por eso que no aparecen en la tabla 4.20.

En la tabla 4.21 se muestran los transductores y las pruebas. Se marca con una S si el transductor pasó la prueba y una N si no pasó la prueba. Esto permite identificar si existen transductores que consistentemente no pasaron las pruebas y deben retirarse

de servicio.

Transductores	No. de Serie	Uniformidad	Distancias	Resolución espacial	Zona muerta
RAB4-8-D	121675KR3	S	S	S	N
4C-D	107926PD8	S	S	S	S
RIC5-9-D	102307KR6	S	S	N	S
RAB6-D	151336KR5	S	S	S	N
RIC5-9-D	150829KR0	S	N	S	S
C1-5-D	108347YP6	S	S	S	N
4C-A	59387KR1	S	N	N	N
RAB4-8L	58652KR9	S	S	S	S
RIC5-9H	46646KR6	S	N	N	S
C1-5-D	108337YP7	N	S	S	S
RAB6-D	151325KR8	S	S	S	N
RIC5-9-D	150827KR4	S	N	S	N

Tabla 4.21: Resumen de resultados de las pruebas de cada transductor.

Los resultados de las pruebas de máxima profundidad de penetración y linealidad sólo son para establecer los parámetros base, además, la prueba de inspección mecánica es una prueba general del equipo, por tanto, estas pruebas no aparecen en la tabla 4.21.

Discusión

En este capítulo se discuten los resultados del capítulo anterior, abarcando cada una de las pruebas.

5.1. Inspección mecánica

Durante la inspección se encontraron defectos en la limpieza en el 100 % los equipos, incluyendo los transductores. Esto indica una falta de rutina de limpieza diaria. Además como se indicó en la sección 4.1, muchos de los cables de los transductores se encontraron en el suelo, lo cual denota un desconocimiento de los componentes internos que tiene un transductor por parte del personal. Recordemos que la parte mas sensible de un transductor son los elementos piezoeléctricos, los cuales no pueden funcionar si el cableado que les proporciona la energía eléctrica tampoco funciona.

El 75 % de los equipos tiene presentó algún en sus componentes mecánicos. El único equipo que no contaba con fallas es el Voluson E8 (sin registro de su número de serie) ya que su adquisición en el área no supera los tres años.

Por otra parte, el equipo que contaba con las fallas más graves es el Voluson E8 con número de serie D11501, ya que varios de sus controles esenciales no eran funcionales.

Es recomendable mandar a revisión y reparación (al área de ingeniería) cada uno de los componentes dañados.

5.2. Uniformidad

Los resultados de la prueba de uniformidad indicaron que el 91.6 % de los equipos pasaron la prueba, tanto cualitativa como cuantitativa. Solamente el transductor C1-5-D con número de serie 108337YP7 correspondiente al equipo Voluson E8 (sin registro de su número de serie) no pasó la prueba cualitativa. En la imagen 4.2 (a), que corresponde a este transductor, se observan claramente dos sombras que se deben a elementos piezoeléctricos o líneas de transmisión dañados.

En el resultado cuantitativo (imagen 4.2 (b)), no se observan caídas en el nivel de gris que sobrepasan las 3 MAD, esto se debe a que la imagen adquirida no tiene el suficiente contraste como para que el promedio de los niveles de gris revelen las caídas tan drásticas, como si se observan cualitativamente. Pero lo que si se obtiene, es que las sombras corresponden a pérdidas de 4 dB , con lo cual el transductor no cumple con los criterios de aceptación.

5.3. Máxima profundidad de penetración

Debido a que no se contaba con valores de referencia de máxima penetración para los equipos analizados no se puede determinar si existe algún error de desempeño en esta prueba. Los resultados adquiridos servirán de referencia para futuras evaluaciones.

Por otra parte, al graficar nuestros resultados (figura 4.4) se tiene un coeficiente de correlación de Pearson de $\rho_{x,y} = 0.9935$, es decir, se tiene buena correlación entre ambas variables.

La prueba cuantitativa no es dependiente del evaluador ya que todo el análisis se realiza a partir de analizar la razón señal a ruido de la imagen, mientras que la prueba cualitativa depende de la experiencia del operador y de las condiciones de iluminación del monitor y de la sala. Por estos motivos se recomienda priorizar la prueba cuantitativa.

Cuando sea el momento de repetir la prueba, si se encuentra que el valor de la máxima profundidad de penetración disminuyó más de 6 mm se debe mandar el equipo a revisión y de ser necesario a reparación.

5.4. Exactitud de la medición de las distancias

Los resultados de la prueba de exactitud de la medición de las distancias nos indican que el 33.3% de los transductores presentaban problemas al medir ya sea, la distancia vertical u horizontal, entre los filamentos del maniquí. Se recomienda revisar los transductores que presentaron fallas.

De todas las pruebas, esta no cuenta con un análogo cuantitativo, ya que la colocación de los marcadores se hace de manera visual, lo cual hace que los resultados sean dependientes del operador. Un ejemplo de esto se encuentra en la tabla 4.8 con el transductor RIC5-9-D, ya que su medida de la frecuencia penetración difiere más de 0.10 cm respecto a las medidas análogas de las otras dos frecuencias. Esta diferencia es suficiente para marcar un error de medición.

Es por eso que la medida se realiza mínimo tres veces, para minimizar posibles errores a la hora de reportar los resultados.

5.5. Linealidad

Al igual que la prueba de MPP, los resultados adquiridos nos servirán como referencia para futuras evaluaciones.

Se observa que para potencias del 25 % en la mayoría de los transductores y frecuencias no se tiene un comportamiento lineal. Las imágenes adquiridas con esta configuración son muy oscuras, lo que significa gran pérdida de rango dinámico.

A potencias mayores que 75 % se tiene mayoritariamente comportamiento lineal para todo el rango de ganancias, pero en específico a potencia 100 % es cuando todos los transductores presentan un comportamiento lineal.

Se recomienda utilizar los rangos sugeridos (apéndice B) durante la operación del equipo para evitar pérdida de contraste en la evaluaciones y así poder observar mejor las distintas estructuras de interés.

También estos rangos son utilizados para la evaluación de la resolución espacial.

5.6. Resolución espacial

Los resultados de la resolución espacial se obtuvieron a partir de dos métodos, cada uno analiza estructuras diferentes del maniquí.

El método B arroja mejores y más confiables resultados que los calculados con el método A. Esto se debe a que, en primer lugar, el método A no calcula directamente la resolución axial y lateral, si no que calcula el ARL y el LRW que sólo son parámetros relacionados con la resolución espacial. En segundo lugar, a pesar de que en el método A utilice un *software* de análisis de imágenes (*ImageJ*), el procedimiento para transformar la imagen, requiere de una calibración visual, lo que puede derivar en errores al medir las dimensiones del filamento de interés. Y por último, el filamento que analizamos es muy grande para determinar la resolución, a pesar de que solo mida 0.1 mm de diámetro [30].

Con el método B se utiliza el hecho de que el patrón de moteado de las imágenes es resultado de las ondas dispersadas dentro del volumen que ocupa el pulso de ultrasonido, mientras que el filamento utilizado en el método A no lo podemos aproximar de esta manera debido a su tamaño comparable con la longitud de onda. Para pruebas posteriores solamente se utilizará el método B para evaluar la resolución espacial.

5.7. Zona muerta

Los resultados de la prueba de zona muerta indican que el 50 % de los transductores no pasan los criterios de aceptación (tabla 3.12). El transductor 4C-A con número de serie 59387KR1 y el transductor RIC5-9-D con número de serie 150827KR4, sólo

fallaron en una medición y por lo cual se recomienda monitorear el comportamiento de estos transductores.

Los datos indican que 3 de los 4 transductores tipo curvilíneo 4D (tabla 3.5) no pasan los criterios de aceptación. Este tipo de transductor genera varias reberveraciones a varias profundidades (como se ejemplifica en la figura 4.9 (a)), lo que provoca que el valor de la zona muerta sea mayor que el recomendado.

5.8. Ultrasonido cuantitativo

La interpretación de las imágenes ecográficas es comúnmente cualitativa. El proceso es muy dependiente del operador, subjetivo, requiere de mucha experiencia, requiere del conocimiento de los principios físicos del ultrasonido, de la anatomía del cuerpo y del reconocimiento de artefactos. Además al ser un proceso de interpretación visual está sujeto al entrenamiento de cada individuo y por lo tanto a la evaluación personal de cada imagen.

Por esta razón se han desarrollado métodos cuantitativos que nos brindan información que está relacionada con las características físicas y estructurales del tejido y que pueden contribuir a reducir la subjetividad del ultrasonido diagnóstico. Las señales de ultrasonido obtenidas de los tejidos se basan en la reflexión y dispersión de parte de la energía de la onda incidente en la dirección del detector. Estos ecos se generan en regiones donde hay cambios de las propiedades mecánicas de las estructuras de los tejidos. Por tanto, si las señales de ultrasonido dependen de la microestructura del tejido, entonces la caracterización de estas señales podría proporcionar información sobre el tejido.

Los métodos cuantitativos implementados en este trabajo están encaminados a reducir la subjetividad, pero a la vez a optimizar el proceso de aplicación de un protocolo de control de calidad.

Algo muy importante a destacar, es que todas las pruebas, a excepción de la precisión de medición de las distancias, requieren únicamente un maniquí tejido equivalente sin ninguna estructura en su interior. Esto abre la puerta a una implementación del protocolo más accesible para todas las clínicas y hospitales, ya que el costo de su aplicación se reduciría considerablemente al utilizar maniqués más sencillos.

Conclusiones

El objetivo del trabajo fue desarrollar y aplicar un marco de caracterización física de propiedades de campos acústicos producidos por equipos de ultrasonido médico. Se compilaron las pruebas más importantes de ultrasonido en modo-B en un manual de control de calidad, se diseñaron las pruebas cuantitativas y cualitativas (tomando como base pruebas de organismos internacionales), se realizaron las pruebas preliminares en un hospital de tercer nivel de la Ciudad de México y se analizaron los datos considerando límites establecidos por organismos internacionales para determinar el estado actual de los equipos.

El 75 % de los equipos presentaron fallas en sus componentes mecánicos, 11 de los 12 transductores evaluados pasaron la prueba de uniformidad. Se obtuvieron los resultados base de la prueba de máxima profundidad de penetración. Se encontró que el 33.3 % de los transductores presentaron fallas al medir distancias verticales u horizontales, se determinó el estado base y se generó un rango de ganancias recomendado de cada transductor en el que se observó un comportamiento lineal. Se evaluaron dos pruebas distintas para la resolución espacial, se prefirió una de ellas (método B) y se encontró que el 8.34 % de las medidas realizadas no pasaron los criterios de aceptación, el 50 % de los transductores no pasaron la prueba de zona muerta.

Por tanto, es necesario la aplicación rutinaria de un protocolo de control de calidad. Esto ayudaría a documentar el rendimiento de cada equipo, mejoraría la calidad de las imágenes durante los exámenes clínicos y se tendrían evaluaciones más objetivas.

La aplicación rutinaria del manual de control de calidad diseñado como parte de este trabajo permitiría conocer el estado actual de los equipos de ultrasonido médico que se encuentran brindando servicio en las clínicas y hospitales de la CDMX y del país.

Con los datos recabados en las evaluaciones, se podría establecer una nueva regulación para la práctica de ultrasonografía diagnóstica que incluya de manera explícita la aplicación de un protocolo de control de calidad y se podría capacitar a personal para realizar las pruebas; todo con el fin de brindar un mejor servicio en esta modalidad de imagen.

Técnicas de ultrasonido

A.1. Doppler

El efecto Doppler es usado en el ultrasonido médico para cuantificar y/o mostrar una imagen del flujo de la sangre y detectar el movimiento del corazón.

Cuando existe movimiento relativo entre un fuente de sonido y un receptor, la frecuencia detectada por el receptor difiere de la frecuencia producida por la fuente, a éste cambio en la frecuencia se le conoce como cambio Doppler. La frecuencia Doppler es la diferencia entre la frecuencia de la onda incidente de ultrasonido y la recibida de los ecos. Con un equipo de ultrasonido Doppler, las frecuencias transmitidas y detectadas por el transductor están en el rango de MHz , pero la frecuencia Doppler está en el rango de frecuencias audibles [21].

Los equipos Doppler son usados para detectar y evaluar el flujo de la sangre en venas y arterias. El transductor de ultrasonido se pone en contacto con la superficie de la piel y el haz de ultrasonido es enviado hacia alguna vena, formando así un ángulo θ (conocido como ángulo Doppler) entre el haz y el eje de la vena. Las células de la sangre fluyendo por la vena dispersan la onda de ultrasonido dando lugar a las señales de eco detectadas (figura A.1). Ya que los dispersores están en movimiento, la frecuencia de los ecos detectados es el cambio de frecuencia Doppler [21].

El cambio de frecuencia Doppler es proporcional a la rapidez de de las células de la sangre [24]. De esta forma, podemos describir el cambio de frecuencia Doppler como

$$f_D = \frac{2f_0 v \cos(\theta)}{c} \quad (\text{A.1})$$

donde f_0 es la frecuencia de la onda de ultrasonido transmitida, v es la rapidez de los reflectores, c la velocidad del sonido y $\cos\theta$ en ángulo entre el haz transmitido y el camino del reflector [39].

También se tiene una técnica llamada Doppler a color, la cual provee información en dos dimensiones de las velocidades de los reflectores y los dispersores. Combinando la información a color, con una imagen en modo-B, los equipos de Doppler a color proveen información anatómica del flujo de la sangre [21].

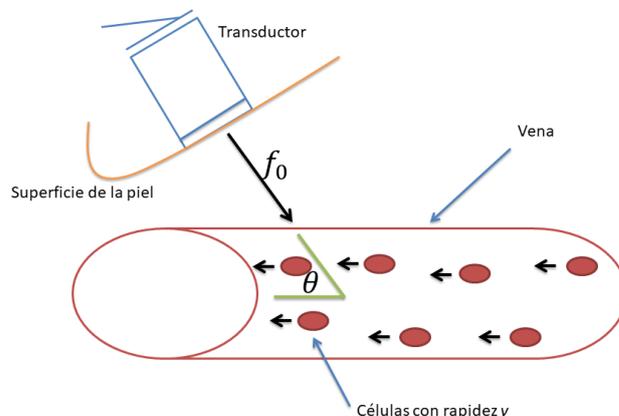


Figura A.1: Arreglo de la detección de las señales Doppler. El cambio de frecuencia Doppler depende del ángulo θ .

La información Doppler se muestra de dos formas distintas. En la primera se tiene una imagen en modo-B combinada con una imagen de Doppler a color (figura A.2). Cada color representa un estimado de la rapidez promedio de la sangre a lo largo del eje del haz de ultrasonido. En la imagen A.2 se muestra un rango de velocidades que se calculan a partir de la ecuación A.1. En la segunda se tiene información del espectro Doppler, es decir, el rango de velocidades detectada en función del tiempo. La parte horizontal de la escala es el tiempo, y la parte vertical indica la velocidad en m/s (figura A.2) [39].

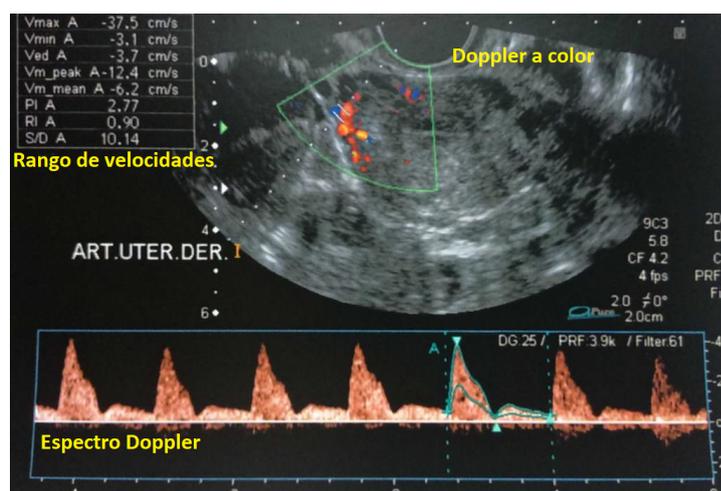


Figura A.2: Imagen de Doppler a color (parte superior) y espectro Doppler (parte inferior). Imagen modificada de [39].

A.2. Elastografía

La elastografía evalúa la rigidez de los tejidos y puede ser utilizado para diferenciar tejido afectado de tejido normal. Esta modalidad de imagen de ultrasonido es necesaria ya que las imágenes en modo-B son deficientes a la hora de distinguir entre tejido suave y tejido rígido [40].

La elastografía evalúa la elasticidad de los tejidos. La elasticidad se define como la resistencia que tiene el tejido a ser deformado cuando se le aplica una fuerza. Asumiendo que un material es completamente elástico y su deformación no depende del tiempo, la elasticidad la podemos describir por medio de la ley de Hooke

$$\sigma = \Gamma \cdot \epsilon \quad (\text{A.2})$$

donde la tensión (σ) es la fuerza por unidad de área, la deformación (ϵ) es la expansión por unidad de longitud y el módulo elástico (Σ) relaciona la tensión y la deformación. Un módulo elástico importante es el módulo de Young (E) y está definido como la tensión normal (σ_n) producida por una deformación normal (ϵ_n)

$$\sigma_n = E\epsilon_n \quad (\text{A.3})$$

Una de las principales técnicas de elastografía se le conoce como imagen por deformación. En ésta técnica una tensión normal (σ_n) es aplicada al tejido y una deformación normal (ϵ_n) es medida [41].

Dentro de la imagen por deformación, existen dos técnicas: elastografía por deformación y pulsos de fuerza de radiación acústica.

En la elastografía por deformación el operador ejerce una compresión manual al tejido con el transductor de ultrasonido (figura A.3). Este método es muy útil para tejidos superficiales. Para órganos más profundos el transductor se mantiene fijo y el desplazamiento de tejido es generado por una respuesta fisiológica (cardiovascular, respiratoria, etc.) [40].

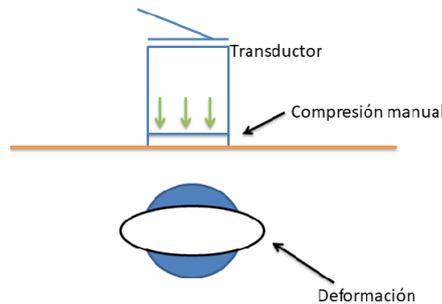


Figura A.3: Diagrama de elastografía por deformación. El operador ejerce una compresión con el transductor de ultrasonido.

La tensión aplicada no es cuantificable, pero asumiendo una tensión normal uniforme (σ_n), la deformación normal (ϵ_n) medida provee una medida cualitativa del modulo de Young (E) y de la elasticidad del tejido. La deformación medida se despliega como un mapa de color llamado elastograma (figura A.4), el cual se superpone a una imagen en modo-B. Baja deformación (tejido rígido) es mostrado en azul, y alta deformación (tejido suave) es mostrado en rojo.

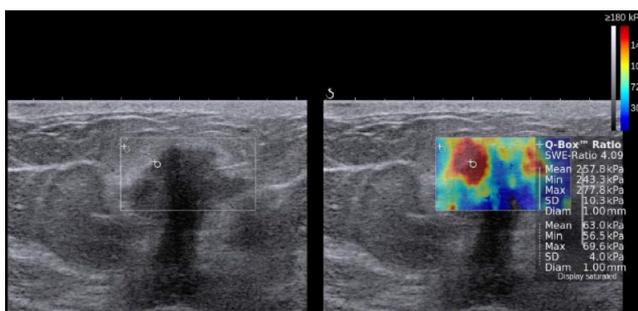


Figura A.4: Comparativa entre una imagen en modo-B (izquierda) y un elastograma (derecha). Imagen modificada de [41].

La imagen por deformación de pulsos de fuerza de radiación acústica es una técnica donde un pulso acústico de corta duración y alta intensidad es usado para desplazar tejido en dirección normal. Este desplazamiento es medido de la misma manera que en la elastografía por deformación, y de igual manera, se obtiene un elastograma que se superpone a una imagen en modo-B [41].

A.3. Modo-M

El modo-M (M de movimiento), es utilizado para mostrar el movimiento de las paredes del corazón y de los vasos sanguíneos del corazón [21].

Una imagen en modo-B nos muestra una imagen transversal de las estructuras anatómicas. El modo-M es estacionario, utiliza un pulso de ultrasonido el cual produce una imagen en una dimensión de las estructuras anatómicas y que varía en el tiempo. El modo-M puede ser utilizado en conjunto con una imagen en modo-B para permitirle al operador ajustar la posición del haz en modo-M, el cual es mostrado como una línea punteada en una imagen en modo-B. La información de las ondas reflejadas que llega al transductor provenientes de las estructuras anatómicas, es utilizada para producir una gráfica de profundidad contra tiempo (figura A.5) [42].

El movimiento de las estructuras en modo-M es en una dimensión y provee información del movimiento estructural hacia el transductor. Orientar el plano del haz de ultrasonido permite capturar el movimiento anatómico de las estructuras de interés y permite obtener información a lo largo del tiempo en una sola imagen [42].

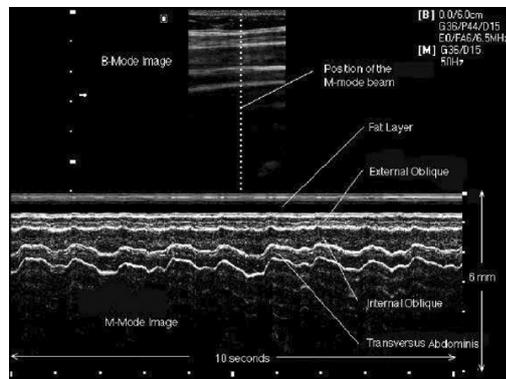


Figura A.5: Imagen en modo-B (parte superior) y una imagen en modo-M (parte inferior).

Imagen modificada de [42]

Los patrones de desplazamiento entre reflectores, las dimensiones de los vasos sanguíneos y la ecogenicidad de las estructuras son algunas de las cosas que podemos conocer con esta modalidad [21].

Resultados linealidad

En esta sección se ejemplificó como son los resultados de la prueba de linealidad de los transductores. Cada tabla indica el rango de ganancias en el cual se observó un comportamiento lineal, dependiendo del ajuste de la potencia y la frecuencia. Algunas de las entradas de las tablas indican *No lineal* en aquellos casos en los que no se observó un comportamiento lineal en todo el rango de ganancias.

Voluson 730PRO-A38171	Potencia		4C-A	59387KR1
Frecuencia	25 %	50 %	75 %	100 %
Normal	5 a 15 dB	0 a 15 dB	-10 a 15 dB	-15 a 15 dB
Penetración	No lineal	0 a 15 dB	-5 a 15 dB	-15 a 15 dB
Resolución	No lineal	0 a 10 dB	-15 a 10 dB	-15 a 10 dB

Tabla B.1: Rangos de ganancias útiles del transductor 4C-A con número de serie 59387KR1.

Voluson 730PRO-A38171	Potencia		RAB4-8L	58652KR9
Frecuencia	25 %	50 %	75 %	100 %
Normal	-5 a 15 dB	-15 a 15 dB	-15 a 15 dB	-15 a 15 dB
Penetración	-5 a 15 dB	-15 a 15 dB	-15 a 15 dB	-15 a 15 dB
Resolución	-5 a 15 dB	-15 a 10 dB	-15 a 15 dB	-15 a 15 dB

Tabla B.2: Rangos de ganancias útiles del transductor RAB4-8L con número de serie 58652KR9.

B. RESULTADOS LINEALIDAD

Voluson 730PRO-A38171	Potencia		RIC5-9-H	46646KR6
Frecuencia	25 %	50 %	75 %	100 %
Normal	-10 a 15 dB	-15 a 15 dB	-15 a 15 dB	-15 a 15 dB
Penetración	-10 a 15 dB	-15 a 15 dB	-15 a 15 dB	-15 a 15 dB
Resolución	-15 a 15 dB	-15 a 10 dB	-15 a 10 dB	-15 a 10 dB

Tabla B.3: Rangos de ganancias útiles del transductor RIC5-9-H con número de serie 46646KR6.

Voluson E8-D19154	Potencia		C1-5-D	108347YP6
Frecuencia	25 %	50 %	75 %	100 %
Normal	No lineal	0 a 10 dB	-10 a 10 dB	-15 a 15 dB
Penetración	No lineal	0 a 10 dB	-10 a 15 dB	0 a 10 dB
Resolución	No lineal	No lineal	-5 a 5 dB	-15 a 5 dB

Tabla B.4: Rangos de ganancias útiles del transductor C1-5-D con número de serie 108347YP6.

Voluson E8-D19154	Potencia		RAB6-D	151336KR5
Frecuencia	25 %	50 %	75 %	100 %
Normal	No lineal	-10 a 15 dB	-15 a 15 dB	-15 a 15 dB
Penetración	No lineal	-10 a 15 dB	-15 a 15 dB	-15 a 15 dB
Resolución	No lineal	-5 a 15 dB	-15 a 15 dB	-15 a 15 dB

Tabla B.5: Rangos de ganancias útiles del transductor RAB6-D con número de serie 151336KR5.

Voluson E8-D19154	Potencia		RIC5-9-D	150829KR0
Frecuencia	2 %	50 %	75 %	100 %
Normal	No lineal	0 a 15 dB	-15 a 15 dB	-15 a 15 dB
Penetración	No lineal	0 a 15 dB	-10 a 15 dB	-10 a 0 dB
Resolución	No lineal	0 a 10 dB	-5 a 15 dB	-15 a 15 dB

Tabla B.6: Rangos de ganancias útiles del transductor RIC5-9-D con número de serie 150829KR0.

Voluson E8-D11501	Potencia		4C-D	107926PD8
Frecuencia	25 %	50 %	75 %	100 %
Normal	No lineal	-5 a 5 dB	-15 a 5 dB	-15 a 5 dB
Penetración	No lineal	-5 a 5 dB	-15 a 5 dB	-15 a 5 dB
Resolución	No lineal	0 a 10 dB	-5 a 15 dB	-15 a 15 dB

Tabla B.7: Rangos de ganancias útiles del transductor 4C-D con número de serie 107926PD8.

Voluson E8-D11501	Potencia		RAB4-8-D	121675KR3
Frecuencia	25 %	50 %	75 %	100 %
Normal	No lineal	-10 a 15 dB	-15 a 15 dB	-15 a 15 dB
Penetración	No lineal	-10 a 15 dB	-15 a 15 dB	-15 a 15 dB
Resolución	No lineal	-5 a 15 dB	-15 a 15 dB	-15 a 15 dB

Tabla B.8: Rangos de ganancias útiles del transductor RAB4-8-D con número de serie 121675KR3.

Voluson E8-D11501	Potencia		RIC5-9-D	102307KR6
Frecuencia	25 %	50 %	75 %	100 %
Normal	No lineal	0 a 10 dB	-10 a 15 dB	-15 a 15 dB
Penetración	No lineal	0 a 10 dB	5 a 15 dB	-15 a 15 dB
Resolución	No lineal	0 a 10 dB	-5 a 15 dB	-15 a 15 dB

Tabla B.9: Rangos de ganancias útiles del transductor RIC5-9-D con número de serie 102307KR6.

Voluson E8-S.R.	Potencia		C1-5-D	108337YP7
Frecuencia	25 %	50 %	75 %	100 %
Normal	No lineal	No lineal	-5 a 15 dB	-15 a 15 dB
Penetración	No lineal	No lineal	-5 a 15 dB	-15 a 15 dB
Resolución	No lineal	No lineal	-5 a 15 dB	-15 a 15 dB

Tabla B.10: Rangos de ganancias útiles del transductor C1-5-D con número de serie 108337YP7.

B. RESULTADOS LINEALIDAD

Voluson E8-S.R.	Potencia			
	25 %	50 %	75 %	100 %
Frecuencia	No lineal	0 a 15 dB	-10 a 15 dB	-15 a 15 dB
Normal	No lineal	No lineal	-5 a 15 dB	-15 a 15 dB
Penetración	No lineal	5 a 15 dB	5 a 15 dB	-15 a 15 dB
Resolución	No lineal	5 a 15 dB	5 a 15 dB	-15 a 15 dB

Tabla B.11: Rangos de ganancias útiles del transductor RAB6-D con número de serie 151325KR8.

Voluson E8-S.R.	Potencia			
	25 %	50 %	75 %	100 %
Frecuencia	No lineal	0 a 10 dB	-10 a 15 dB	-15 a 15 dB
Normal	No lineal	0 a 15 dB	-5 a 15 dB	-15 a 15 dB
Penetración	No lineal	0 a 10 dB	-5 a 15 dB	-15 a 15 dB
Resolución	No lineal	0 a 10 dB	-5 a 15 dB	-15 a 15 dB

Tabla B.12: Rangos de ganancias útiles del transductor RIC5-9-D con número de serie 150827KR4.

Bibliografía

- [1] Thomas Szabo. *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out*. Academic Press, 2013.
- [2] N Díaz-Rodríguez, RP Garrido-Chamorro y J Castellano-Alarcón. “Ecografía: principios físicos, ecógrafos y lenguaje ecográfico”. En: *SEMERGEN-Medicina de Familia* 33.7 (2007), págs. 362-369.
- [3] D. L. Miller. “Safety Assurance in Obstetrical Ultrasound. Seminars in Ultrasound”. En: *CT and MRI* 29.2 (2008), págs. 156-164.
- [4] Michael L Oelze y Jonathan Mamou. “Review of Quantitative Ultrasound: Envelope Statistics and Backscatter Coefficient Imaging and Contributions to Diagnostic Ultrasound”. En: *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 63.2 (2016), págs. 336-351.
- [5] Joseph D. Bronzino. *Medical Devices and Systems*. Taylor Francis Group, 2006.
- [6] Cesar Arias y col. “Organización, desarrollo, garantía de calidad y radioprotección en los servicios de radiología: imaginología y radioterapia”. En: *Organización, desarrollo, garantía de calidad y radioprotección en los servicios de radiología: Imaginología y radioterapia*. 1997, págs. 328-328.
- [7] Sociedad Española de Física Médica et al. *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico*. Senda Editorial, 2011.

BIBLIOGRAFÍA

- [8] Mitchell M. Goodsitt y col. “Real-time B-mode Ultrasound Quality Control Test Procedures. Report of AAPM Ultrasound Task Group No. 1”. En: *Medical physics* 25.8 (1998), págs. 1385-1406.
- [9] AIUM Technical Standards Committee et al. *Quality Assurance Manual for Gray-Scale Ultrasound Scanners*. 1995.
- [10] International Electrotechnical Commission et al. “Ultrasonics – Pulse-echo scanners – Part 2: Measurement of Maximum Depth of Penetration and Local Dynamic Range”. En: *IEC* (2010), págs. 61391-61392.
- [11] International Electrotechnical Commission et al. “Ultrasonics – Pulse-echo scanners – Part 1: Techniques for Calibrating Spatial Measurement Systems and Measurement of System Point Spread Function Response”. En: *IEC* (2010).
- [12] C Kollmann y col. “Guideline for technical quality assurance (TQA) of ultrasound devices (B-Mode)–Version 1.0 (July 2012)”. En: *Ultraschall in der Medizin-European Journal of Ultrasound* 33.06 (2012), págs. 544-549.
- [13] Secretaría de Salud et al. *NORMA Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002, Salud ambiental. Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X*. 2006.
- [14] Secretaría de Salud et al. *NORMA Oficial Mexicana NOM-002-SSA3-2007, Para la organización, funcionamiento e ingeniería sanitaria de los servicios de radioterapia*. 2008.
- [15] Secretaría de Salud et al. *NORMA Oficial Mexicana NOM-208-SSA1-2002, Regulación de los Servicios de Salud. Para la Práctica de la Ultrasonografía Diagnóstica*. 2002.
- [16] Secretaría de Salud et al. *PROYECTO de Norma Oficial Mexicana PROY-NOM-028-SSA3-2018, Regulación de los servicios de salud. Para la práctica de la ultrasonografía diagnóstica*. 2018.

- [17] Secretaría de Salud et al. *NORMA Oficial Mexicana NOM-028-SSA3-2012, Regulación de los servicios de salud. Para la práctica de la ultrasonografía diagnóstica*. 2012.
- [18] Ervin B. Podgoršak. *Radiation Physics for Medical Physicists*. Springer, 2016.
- [19] IAEA. *Diagnostic radiology physics: a handbook for teachers and students*. IAEA, 2014.
- [20] Eugene Hecht. *Optics*. Addison Wesley, 2002.
- [21] James A. Zagzebski. *Essentials of Ultrasound Physics*. Mosby, 1996.
- [22] C. R. Hill, J. C. Bamber y Gail R. ter Haar. *Physical Principles of Medical Ultrasonics*. John Wiley Sons, 2004.
- [23] L. Muñoz-Repiso J. M. Merino de la Fuente. “La percepción acústica: física de la audición”. En: *Revista de ciencias* 2 (2013), págs. 19-26.
- [24] Jerrold T. Bushberg y John M. Boone. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- [25] William D O’Brien Jr. “Ultrasound–biophysics mechanisms”. En: *Progress in biophysics and molecular biology* 93.1-3 (2007), págs. 212-255.
- [26] P. N. T. Wells. “Absorption and dispersion of ultrasound in biological tissue.” En: *Ultrasound in Medicine and Biology* 1.4 (1975), págs. 369-376.
- [27] Robert F Wagner, Stephen W Smith y Lopez Hector. “Statistics of Speckle in Ultrasound B Scans”. En: *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics* 30.3 (1983), págs. 156-163.
- [28] H Edward Karrer y col. “A phased array acoustic imaging system for medical use”. En: *Acoustical imaging*. Springer, 1982, págs. 47-63.
- [29] Alan C Bovik. *Handbook of image and video processing*. Academic press, 2010.
- [30] Robert F Wagner. “Statistics of speckle in ultrasound B-scans”. En: *IEEE Trans. Sonics & Ultrason.* 30.3 (1983), págs. 156-163.

BIBLIOGRAFÍA

- [31] Eric Jakeman y Kevin Dennis Ridley. *Modeling fluctuations in scattered waves*. CRC Press, 2006.
- [32] François Destrempes y Guy Cloutier. “A critical review and uniformized representation of statistical distributions modeling the ultrasound echo envelope”. En: *Ultrasound in medicine & biology* 36.7 (2010), págs. 1037-1051.
- [33] Athanasios Papoulis y S Unnikrishna Pillai. *Probability, random variables, and stochastic processes*. Tata McGraw-Hill Education, 2002.
- [34] Beatriz Calleja, Luis Mariano del Río y José Luis San Emeterio. “Procesado digital de señales ultrasónicas para la determinación de constantes elásticas dinámicas en materiales rocosos”. En: (2008).
- [35] John H. Karl. *An introduction to Digital Signal Processing*. Academic Press, 1989.
- [36] AIUM. *Recommended Ultrasound Terminology*. The Association for Medical Ultrasound AIUM, 2008.
- [37] Gammex Inc. *410 HE Series Multi Purpose Accreditation Phantom with Multi Frequency HE Gel. Users Guide*. 7600 Discovery Dr. Middleton, WI 53562 USA.
- [38] J. A. Zagzebski, I. Rosado-Mendez. *Spatial Resolution in B-mode Images. MEDPHY-S/BME 575 LAB 4*. 2010.
- [39] Helen F Routh. “Doppler ultrasound”. En: *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* 15.6 (1996), págs. 31-40.
- [40] J-L Gennisson y col. “Ultrasound elastography: principles and techniques”. En: *Diagnostic and interventional imaging* 94.5 (2013), págs. 487-495.
- [41] Rosa MS Sigrist y col. “Ultrasound elastography: review of techniques and clinical applications”. En: *Theranostics* 7.5 (2017), pág. 1303.
- [42] Steve M Bunce, Alan D Hough y Ann P Moore. “Measurement of abdominal muscle thickness using M-mode ultrasound imaging during functional activities”. En: *Manual therapy* 9.1 (2004), págs. 41-44.