



BENEMERITA UNIVERSIDAD AUTONOMA DE PUEBLA

FACULTAD DE CIENCIAS FISICO MATEMATICAS

Construcción de un Maniquí para
Imagen de Ultrasonido

Tesis Presentada al

Colegio de Física

como requisito para la obtención del grado
de

Licenciado en Física Aplicada

por

María Isabel Antonio de la Rosa

asesorada por

Dr. Benito de Celis Alonso
Dr. Mario Iván Martínez Hernández

Puebla, Pue.
Junio 2016



Benemérita Universidad Autónoma de Puebla

Facultad de Ciencias Físico-Matemáticas

Construcción de un Maniquí para Imagen
de Ultrasonido

Tesis Presentada al

Colegio de Física

como requisito para la obtención del grado de

Licenciada en Física Aplicada

por

María Isabel Antonio de la Rosa

asesorada por

Dr. Benito de Celis Alonso
Dr. Mario Iván Martínez Hernández

Puebla, Pue.
Junio 2016

Construcción de un Maniquí Para Imagen de Ultrasonido

Tesis

María Isabel
Antonio de la Rosa

Dr. Benito de Celis Alonso
Dr. Mario Iván Martínez Hernández



Título: Construcción de un Maniquí para Imagen de Ultrasonido

Estudiante: María Isabel Antonio de la Rosa

COMITÉ

Dr. Eduardo Moreno Barbosa
Presidente

Dr. Javier Miguel Hernández López
Secretario

Dr. Rodolfo Palomino Merino
Vocal

Dr. Guillermo Tejeda Muños
Suplente

Dr. Benito de Celis Alonso
Dr. Mario Iván Martínez Hernández
Asesores

Agradecimientos

Agradezco a mis asesores de tesis por haberme apoyado y guiado en toda la investigación que este trabajo llevo y por haber sido parte fundamental en mi formación académica, en especial al Dr. Benito de Celis Alonso que despertó mi interés por el área de física médica.

Agradezco a la Dr. Karla Herrera, coordinadora de la carrera profesional asociado en imagenología por proporcionar cordialmente el sistema de ultrasonido SonoAce pico.

Agradezco a mis dos padres por haberme guiado hasta aquí y por haberme apoyado en todo momento. A mi padre por nunca dejarme, por todos los sacrificios que hizo para que yo llegara a este momento y logrará concluir esta etapa. A mi madre que aun en la distancia siempre me animo a realizar lo que más deseara y fuera bueno para mí. A ambos por todo su amor y dedicación para hacer de mí una mejor persona.

Agradezco a mi hermana por todos su apoyo y por ser un ejemplo a seguir, por sus consejos y los ánimos que siempre me dio. Agradezco a mis abuelitas por ser grandes mujeres que despertaron mi inspiración, que siempre estuvieron conmigo y me educaron con buenos valores. Agradezco a mis tíos, a mis primas, a Jorge Patiño, mi familia por todo su apoyo brindado.

También agradezco a mis amigos, que fueron los mejores compañeros que pude tener, al Lic. Roberto Alvarez por todos sus consejos brindados y pláticas que motivaron mi mente y creatividad.

Agradezco a todo aquel que de manera directa o indirecta me apoyo para concluir el presente trabajo de tesis.

Índice general

Introducción	xv
1. Fundamentos de Ultrasonido	1
1.1. Sonido	1
1.1.1. Parámetros físicos de onda sonora	2
1.2. Ultrasonido	3
1.3. Reflexión y refracción de la onda en el tejido.	6
1.3.1. Reflexión	6
1.3.2. Refracción	9
1.4. Atenuación total de energía de ultrasonido en el tejido	10
1.4.1. Dispersión	10
1.4.2. Absorción	11
1.4.3. Coeficientes de atenuación	12
1.5. Instrumentación	12
1.5.1. Transductor	13
1.5.2. Arreglos de transductor	14
1.5.3. Transductores de elemento único.	14
1.5.4. Transductor de arreglo lineal	15
1.5.5. Transductor de arreglo convexo o curvo	17
1.5.6. Ancho de banda del transductor	18
1.5.7. Geometría del haz	19
1.5.8. Enfoque del transductor	19
1.5.9. Compensación de ganancia de tiempo	20

1.6. Modos de ecografía	21
1.6.1. Modo A	21
1.6.2. Modo B	22
1.6.3. Modo M	22
1.6.4. Modo D ("Doppler")	23
1.7. Artefactos de imagen	23
2. Propiedades de interés	28
2.1. Resolución de la imagen	28
2.2. Ecogenicidad y frecuencia	31
2.3. Coeficiente señal-ruido (SNR)	32
2.4. Coeficiente contraste-ruido (CNR)	33
3. Estado de Arte de los maniqués	34
3.1. Definición	34
3.2. Objetivos del maniquí	34
3.3. Materiales	34
3.4. Maniqués comerciales	35
4. Creación de maniquí	40
4.1. Métodos y preparación de maniqués	42
5. Metodología de las mediciones	48
5.1. Equipos utilizados	48
5.2. Planos ecográficos	51
5.3. Pruebas de control de calidad	52
5.3.1. Inspección física y mecánica	52
5.3.2. Ajustes de control para la determinación de valores basales	52
5.3.3. Uniformidad de la imagen.	53
5.3.4. Sensibilidad al ultrasonido y profundidad de penetración/visualización.	54
5.3.5. Precisión de medidas.	56
5.3.6. Visualización de estructuras pequeñas u objetos anecoicos.	57

5.3.7. Resolución axial.	59
5.3.8. Resolución lateral.	60
5.3.9. Resolución de campo cercano o Zona muerta	61
5.3.10. Coeficiente señal - ruido SNR.	62
5.3.11. Coeficiente contraste - ruido CNR.	64
5.3.12. Densidad.	65
6. Resultados	66
6.1. Orientación y señalamiento de las imágenes	66
6.2. Pruebas de control de calidad	67
6.2.1. Inspección física y mecánica.	67
6.2.2. Ajustes de control de valores basales.	68
6.2.3. Uniformidad de la imagen.	70
6.2.4. Sensibilidad de ultrasonido y profundidad de penetración/visualización.	72
6.2.5. Precisión de medidas.	73
6.2.6. Visualización de estructuras pequeñas u objetos anecoicos.	76
6.2.7. Resolución axial.	78
6.2.8. Resolución lateral.	81
6.2.9. Resolución de campo cercano o zona muerta.	83
6.2.10. Coeficiente señal ruido (SNR).	85
6.2.11. Coeficiente contraste ruido (CNR).	87
6.2.12. Densidad.	89
Conclusiones	90

Índice de figuras

1.1. Representación gráfica de la naturaleza ondulatoria del sonido. Los máximos de intensidad de la onda corresponde a la compresión máxima del medio donde se propaga y los mínimos representan distensiones del medio.[17]	2
1.2. Espectro sónico. Se representa (en color gris) la franja o zona del espectro sónico correspondiente a las frecuencias de ultrasonido utilizadas habitualmente en aplicaciones médicas (de 1MHz a 30 MHz) así como la zona audible de algunos animales en relación al oído humano [17].	4
1.3. Espectro de vibraciones acústica. [8]	4
1.4. Interfase acústica. El ecografo clínico forma imágenes mediante la detección de ondas reflejadas (ecos) entre las interfases de diferentes medios o tejidos. Con Z1 y Z2 se hace referencia a las impedancias acústicas de dos medios distintos, las flechas indican la dirección de propagación del haz de ultrasonido. [8]	7
1.5. Comportamiento de una onda de ultrasonido. [2]	7
1.6. Fenómeno de refracción. [9]	9
1.7. Tipos de dispersión. (a) Dispersión de Rayleigh de un haz de ultrasonidos por una estructura pequeña en comparación con la longitud de onda del haz de ultrasonidos. (b) Dispersión de estructuras que están relativamente lejos unas de otras, producen patrones de dispersión que se suman constructivamente en ciertos lugares y destructivamente en otros, esto produce áreas de alta y baja intensidad, como se ilustra en la imagen (c).[2]	11
1.8. Fenómeno de Absorción. [9]	11
1.9. Diagrama de la instrumentación básica de un sistema de imágenes por ultrasonidos. [2]	13
1.10. Elementos PZT plano y hemisférico. [2]	14
1.11. Elemento PZT plano. [2]	15
1.12. Transductor lineal. [7]	15
1.13. Diseño de un arreglo lineal. Un gran número de elementos piezoeléctricos rectangulares forman una arreglo unidimensional. Cada elemento está conectado por un pequeño cable coaxial a la fuente de tensión. [2]	16

ÍNDICE DE FIGURAS
ÍNDICE DE FIGURAS

1.14. Funcionamiento del arreglo lineal. La excitación secuencial de un subgrupo de elementos produce una serie de líneas de ultrasonido paralelas entre sí. Aplicando pulsos de voltaje ligeramente desfasados en tiempo se produce un haz efectivamente enfocado para cada línea. (Arriba) Un arreglo lineal comercial, las líneas trazadas muestran los haces de ultrasonidos. [2]	16
1.15. Componentes de un transductor convexo. [9]	17
1.16. Transductor o sonda convexo. [7]	18
1.17. Sensibilidad frente a la frecuencia para un transductor de banda ancha. El ancho de banda cae en la gama de frecuencias donde la sensibilidad es mayor que la mitad de la máxima sensibilidad. [2]	18
1.18. Perfil del haz de dos dimensiones de un transductor con un solo cristal piezoeléctrico plano. Arriba el patrón lateral y abajo el patrón axial del haz. [2]	19
1.19. Compensación entre la profundidad de foco y resolución lateral para un enfoque débil (izquierda) y enfoque fuerte (derecha) de un transductor de elemento único. Una mejor resolución lateral se acompaña de una menor profundidad de foco, y viceversa. [2]	20
1.20. El efecto TGC. Efectos de la compensación de ganancia de tiempo en la reducción del rango dinámico de las señales recibidas cerca de la superficie del transductor y en el tejido profundo. [2]	21
1.21. Modo A de ultrasonido para presentar las señales [4]	22
1.22. Imagen de modo B. [4]	22
1.23. Imagen de modo M [5]	23
1.24. Imagen de modo Doppler [7]	23
1.25. Artefacto de sombra. (A) corte longitudinal y (B) transversal de una calcificación con sombra limpia, donde no hay sonido detrás del reflector. Sombra sucia en la imagen (C) , con ecos secundarios a reverberación. [8]	24
1.26. Artefactos de lóbulos laterales. (A) Mecanismos de producción de artefacto de ángulo crítico y de lóbulos laterales. (B) sombra anecoica en los segmentos laterales de una estructura redondeada. [8]	25
1.27. Zona hiperecoica localizada de reforzamiento posterior. El haz ultrasónico atraviesa una zona con menor densidad, la penetra con mayor energía y resalta las estructuras debajo de esta. [8]	25
1.28. Artefacto de espejo. [8]	26
1.29. Artefacto de cola de cometa. Ecos adicionales se ven por abajo del reflector (aguja). [8]	26
1.30. Artefacto de anisotropía. Imagen (A) Incidencia y se reflexión los ecos en un tendón a un ángulo de 90°; ultrasonográficamente se observa como un tendón hiperecoico en la imagen (C). La anisotropía se evidencia al incidir el eco en un ángulo diferente a los 90° (B), lo que se traduce como una imagen hipoecoica (D). [8]	27

ÍNDICE DE FIGURAS
ÍNDICE DE FIGURAS

2.1. Direcciones con resoluciones distintas: axial, lateral. [9]	29
2.2. Grupo de objetivos para resolución axial. (Arriba) Espaciamiento de los filamentos en el grupo de objetivo de resolución axial de un fantoma. (Parte inferior) Ejemplos de la aparición de objetivos de filamento a diferentes niveles de resolución. [11]	30
2.3. Resolución lateral y axial.	30
2.4. Relación entre la amplitud del eco reflejado y el brillo en escala de grises. [7]	31
3.1. Maniquí multiusos Modelo 403-LE. A la derecha una imagen de ultrasonido que muestra un sector de exploración de las estructuras y objetivos de prueba dentro del fantoma. [18]	36
3.2. Maniqués de ultrasonido para evaluación 2D y 3D. [19]	37
3.3. Modelo 065 de Maniquí para entrenamiento de ultrasonido fetal. [20]	38
3.4. Kit de fantoma para la formación de acceso vascular Modelo 072. [21]	39
3.5. Fantoma de Biopsia Abdominal Guiada por Imagen. [22]	39
4.1. Plano esquemático de la ubicación de las estructura (objetos de prueba).	41
4.2. Diagrama de las dimensiones de la rejilla	42
4.3. Materiales	42
4.4. Recipiente de plástico con medidas. Se ocupa para contener las mezclas de los diferentes modelos elaborados.	43
4.5. Recipiente de plástico con orificios en ambos lados y mangueras incrustadas.	44
4.6. Arreglo de rejillas colgadas en una tira de madera.	44
4.7. Se muestra la grenetina después del proceso de hidratación.	45
4.8. Mezcla correspondiente al modelo 1A.	46
4.9. Se muestra la mezcla sin espuma.	46
4.10. Recipiente de plástico con la mezcla del modelo A y con las estructuras ecogénicas en su interior.	46
4.11. Maniquí A fuera del recipiente de plástico y con mangueras extraídas.	47
4.12. Maniquí B fuera del recipiente de plástico y con mangueras extraídas.	47
4.13. Maniquí C fuera del recipiente de plástico y con mangueras extraídas.	47
5.1. Sistema de ultrasonido portátil marca Mindray, Modelo DP-10 en blanco y negro. [26]	48
5.2. Transductor convexo 35C50EB Mindray.	49
5.3. Sistema de ultrasonido marca Medison, modelo SonoAce Pico. [29]	49
5.4. Transductor convexo C3-7ED Medison. [30]	50

ÍNDICE DE FIGURAS
ÍNDICE DE FIGURAS

5.5.	ECOGEL 200 multipropósito Gel de Ultrasonido. [25]	50
5.6.	Plano transversal. La imagen de la izquierda indica el posicionamiento del transductor para un corte transversal. A la derecha un ejemplo del resultado de imagen ecográfica con este plano. En la parte superior de la pantalla del ecógrafo (anterior) se localiza lo más próximo al transductor y en la parte posterior lo más alejado del transductor.	51
5.7.	Plano longitudinal. (Izquierda) Colocación del transductor en un plano longitudinal. (Derecha) Ejemplo de imagen ecográfica de un corte longitudinal.	51
5.8.	Plano coronal. La imagen indica el posicionamiento del transductor para obtener un corte ecográfico coronal.	51
5.9.	Dibujo (izquierda) e imagen de ultrasonido (derecha) de ejemplos de falta de uniformidad de imagen comunes. Bandas horizontales, a menudo causadas por los circuitos y problemas de enfoque, mientras que bandas verticales indican un elemento de transductor dañado. [11]	53
5.10.	Imágenes de las pruebas con espuma acústica. (Izquierda) Imagen del maniquí colocado sobre una superficie con plástico PET. (Al centro) Imagen del maniquí colocado dentro de una caja hecha con espuma acústica. (Derecha) Imagen del maniquí colocado sobre un cubo acústico como superficie.	54
5.11.	Imágenes de las pruebas para la profundidad de visualización. (A) Exploración del maniquí con el transductor colocado sobre la rejilla de plástico vertical. (B) Exploración del maniquí con el transductor colocado sobre uno de sus lados.	55
5.12.	Imagen de la prueba de precisión de medidas. Se indican las distancias medidas sobre la imagen ecografica de un corte sagital de las cavidades llenas de agua.	57
5.13.	Ejemplos de imágenes normales y anormales de objetos anecoicos. (Izquierda) El aspecto normal de un objeto anecoico. Observe los bordes afilados, de apariencia clara negro, y de la forma redonda. Artefactos luminosos o puntos brillantes en la parte superior e inferior de los objetos son reflexiones especulares normales. (Centro) Objeto anecoico aplanado indica distorsión geométrica. (Derecha) Ecos dentro del objeto anecoico puede ser el resultado de ruido del sistema o artefacto de los lóbulos laterales.	58
5.14.	Imagen útil para prueba de percepción de objeto anecoico. (1) Se indica la ubicación del transductor, alineado sobre la uva que esta dentro del maniquí. (2) Medias realizadas sobre la uva para conocer su diámetro. (3) Imagen ecografica con zoom de la uva y las medidas tomadas con los cursores de la función caliper.	58
5.15.	Diagrama de rejilla de plástico vertical con medidas. Se indican las distancias de separación entre los conjuntos de líneas paralelas que conforman la rejilla.	59
5.16.	Diagrama de rejilla de plástico horizontal. La resolución lateral a una profundidad particular se determina mediante la medición de la distancia de separación entre los conjuntos de líneas paralelas que conforman la rejilla a esa profundidad.	61
5.17.	Posicionamiento del transductor para la evaluación de la zona muerta. Como se puede observar, el maniquí se voltea para tener la rejilla vertical más cerca a la superficie.	61

ÍNDICE DE FIGURAS
ÍNDICE DE FIGURAS

5.18. Ejemplo profundidad de zona muerta. La profundidad de la zona muerta de un instrumento se determina mediante la identificación del objetivo filamento más superficial que pueden ser claramente visualizada. En la representación pictórica (arriba) la zona muerta es de 4 mm de profundidad. En la imagen de un maniquí de ultrasonido (abajo), la zona muerta es de 0,09 cm o 0,9 mm. [11]	62
5.19. ImageJ.	63
5.20. Indicación de las zonas a evaluar para cada imagen obtenidas de Smooth (a 0, 1, 2, 3).	64
5.21. Posicionamiento del transductor en plano longitudinal sobre la cavidad llena de agua que se encuentra dentro de la superficie del maniquí.	65
6.1. Plano 3D de la ubicación de las estructuras ecogenicas.	67
6.2. Diagrama de las dimensiones de la rejilla	67
6.3. Inspección física del Transductor C3-7ED. Como se observa en la imagen, la cara del transductor presenta algunas marcas (rayaduras).	68
6.4. Monitor Led del ecógrafo modelo DP-10. A la derecha se muestran los parámetros de la imagen establecidos.	69
6.5. Monitor LCD del ecógrafo modelo SonoAce Pico. Abajo a la izquierda, se muestra un menú desplegable con los ajustes de imagen establecidos.	70
6.6. Resultado de la prueba con espuma acústica. Las flechas indica el final del bloque de gelatina.	70
6.7. Serie de Imágenes ecográficas de las pruebas de uniformidad de los 3 modelos de maniqués. Se presentan 3 columnas de imagen (de izquierda a derecha) para los modelos A, B y C. Cada fila corresponde a la imagen con diferente zona o punto focal (de arriba hacia abajo) ubicada en 2, 4, 6 y 10 cm de profundidad.	71
6.8. Gráfica de profundidad de visualización. Se muestra la profundidad de visualización en función de la frecuencia para los modelos A, B y C de maniqués.	72
6.9. Serie de Imágenes ecográficas de las pruebas de profundidad de penetración de los 3 modelos de maniqués. Se presentan 3 columnas de imagen (de izquierda a derecha) para los modelos A, B y C. (De arriba hacia abajo) Cada fila corresponde a la imagen con diferente frecuencia de operación, entre ellas: 2MHz, 3.5MHz, 4.5MHz, 5MHz, H5MHz, y H6MHz.	73
6.10. Precisión de medidas sobre la imagen ecográfica del corte transversal de las cavidades llenas de agua. Se presentan 3 columnas de imagen (de izquierda a derecha) para los modelos A, B y C. Cada fila corresponde a la imagen con diferente zona o punto focal (de arriba hacia abajo) ubicado en 2, 4, 6 y 10 cm de profundidad.	74
6.11. Gráficas de la precision de las distancias medidas en función de la posición de la zona focal.	75
6.12. Grafica de el diametro y altura de la uva. Para los modelos A, B y C, con diferente zona o punto focal ubicado en 2, 4, 6, 8 y 10 cm de profundidad.	76

ÍNDICE DE FIGURAS
ÍNDICE DE FIGURAS

6.13. Imagen ecográfica de la exploración sobre la uva para la prueba de visualización de objetos. Se presentan 3 columnas de imagen (de izquierda a derecha) para los modelos A, B y C respectivamente. Cada fila corresponde a la imagen con diferente zona o punto focal (de arriba hacia abajo) ubicado en 2, 4, 6, 8 y 10 cm de profundidad.	77
6.14. Imagen ecográfica de la uva en un corte transversal, con distinta zona focal.	78
6.15. Imagen ecográfica de la uva en un corte longitudinal. (A la izquierda) Imagen ecográfica de la uva con zona focal en 2cm. (A la Derecha) Imagen ecográfica con zona focal en 5 cm. Al centro de ambas imágenes, el zoom del la uva para visualizar a más detalle su forma.	78
6.16. Imágenes ecográficas de la rejilla para la prueba de resolución axial a distintas frecuencias en MHz, con Ganancia de 49. Se presentan 3 columnas de imagen (de izquierda a derecha) para los modelos A, B y C. (De arriba hacia abajo) Cada fila corresponde a la imagen con diferente valor de frecuencia operacional, entre ellas: 2MHz, 3.5MHz, 4.5MHz, 5MHz, H5MHz, y H6MHz.	79
6.17. Imagen ecográfica de la rejilla vertical a distintas frecuencias, obtenidas con el ecógrafo SonoAce Pico.	80
6.18. Gráfica de resolución lateral (cm) en función de la frecuencias en MHz. Se presentan los valores observados de la resolución lateral para los modelos A, B y C con diferente valor de frecuencia operacional, entre ellas: 2MHz, 4.5MHz, 5MHz, H5MHz, y H6MHz.	81
6.19. Imágenes ecográficas de la rejilla para la prueba de resolución lateral a distintas frecuencias en MHz. Se presentan 3 columnas de imagen (de izquierda a derecha) para los modelos A, B y C. (De arriba hacia abajo) Cada fila corresponde a la imagen con diferente valor de frecuencia operacional, entre ellas: 2MHz, 4.5MHz, 5MHz, H5MHz, y H6MHz.	82
6.20. Imagen ecográfica de la rejilla horizontal a distintas frecuencias, obtenidas de la exploración al maniquí modelo B con el ecógrafo SonoAce Pico.	83
6.21. Imágenes ecográficas de la rejilla vertical para la prueba de zona muerta en función de la frecuencias en MHz. Se presentan 3 columnas de imagen (de izquierda a derecha) para los modelos A, B y C. (De arriba hacia abajo) Cada fila corresponde a la imagen con diferente valor de frecuencia operacional, entre ellas: 2MHz, 3.5MHz, 4.5MHz, 5MHz, H5MHz, y H6MHz.	84
6.22. Imagenes ecográfica de la rejilla vertical con distinta posición de la zona focal, obtenidas de la exploración al maniquí modelo B con el ecógrafo SonoAce Pico.	85
6.23. Gráfica del SNR en función del SMOOTH para cada una de las 3 zona.	86
6.24. Imagen ecográfica de los maniquís modelos A, B y C con distintos valores de Smooth (0, 1, 2, 3).	87
6.25. Imagen ecográfica longitudinal de las cavidades llenas de agua, para los 3 diferentes modelos de maniquí a distintas frecuencias en MHz.	88
6.26. Grafica de CNR, para los 3 diferentes modelos de maniquí a distintas frecuencias en MHz.	89

ÍNDICE DE FIGURAS
ÍNDICE DE FIGURAS

6.27. Muestras de los modelos A, B y C de cada maniquí elaborado. 90

Índice de Tablas

1.1. Propiedades acústicas de tejidos biológicos.[2]	5
1.2. Principales atenuadores y No atenuadores.	10
1.3. Frecuencias y transductores utilizados.	17
2.1. Tolerancias para la resolución lateral y axial en función de la profundidad y de la frecuencia del transductor. [13]	31
2.2. Clasificación de estructuras.	32
4.1. Materiales usados.	43
4.2. Cantidades usadas.	44
6.1. Valores Especificados de los parámetros de imagen. [12]	66
6.2. Inspección física y mecánica. Se respondió cada casilla con (SI/NO) dependiendo de si se encontró algún problema	68
6.3. Ajustes de parámetros usados como valores basales para optimizar la imagen del sistema de ultrasonidos DP-10.	69
6.4. Ajustes de parámetros usados como valores basales para optimizar la imagen del sistema de ultrasonidos SonoAce Pico.	69
6.5. Profundidad de penetración en función de la frecuencia.	72
6.6. Precisión de medidas en función de la zona focal.	75
6.7. Diámetro y altura de objeto de prueba en función de la profundidad de la zona focal.	76
6.8. Resolución axial teórica y experimental de los diferentes modelos de maniquí.	80
6.9. Resolución lateral teórica calculada para la frecuencia central del transductor y resolución experimental de los diferentes modelos de maniquí variando la frecuencia.	81
6.10. Profundidad de la zona muerta en función del valor de la frecuencia operacional del transductor.	83

ÍNDICE DE TABLAS
ÍNDICE DE TABLAS

6.11. SNR en funcion del valor de SMOOTH para cada una de las 3 zonas. . . .	85
6.12. CNR en función de la frecuencia.	89
6.13. Valor de densidad para cada modelo de maniquí.	90

Introducción

La técnica de imagen por ultrasonido es una de las cuatro técnicas básicas en diagnóstico por imagen, con grandes ventajas sobre las otras como: bajos costos, imágenes en tiempo real y con pocos o ningún problema de seguridad. Esta técnica es ampliamente aplicada en diversas áreas de la medicina como; obstetricia, cardiología, urología, gastroenterología y ginecología. Esto se debe principalmente a la ausencia de radiación ionizante, siendo muy útiles en la obtención de imágenes de tejidos blandos.

El principio fundamental del ultrasonido consiste en mandar una onda de sonido dentro del cuerpo y esperar que esta rebote (mismo principio que el radar y el sonar). El transductor es el elemento de un aparato de ultrasonidos más importante en la producción de imágenes, este emite una onda mecánica de alta frecuencia que cae fuera del rango de audición (1MHz a 30MHz), de ahí el término de ultrasonido. Este pulso de sonido viaja a través del cuerpo, encontrándose los vasos sanguíneos, las paredes de órganos, etc. Estas estructuras reflejarán un eco de nuevo en la dirección original. El transductor detecta estos ecos y realiza un seguimiento del tiempo que les ha tomado regresar. Estos tiempos de retorno se usan entonces para determinar la ubicación de la estructura que las generó. Después las imágenes formadas por un escáner de ultrasonidos se muestran como imágenes en blanco y negro en un monitor.

La física del ultrasonido impone una serie de restricciones sobre el tipo de imágenes que se pueden generar con esta técnica, la señal de ultrasonido solo penetra en el cuerpo algunos centímetros, no puede atravesar huesos y el nivel de resolución espacial en las imágenes es bajo comparado con las de otras técnicas. Esto hace que el técnico operador del equipo de ultrasonido requiera de un importante entrenamiento y experiencia en cada tipo de estudio. Este entrenamiento del operador añadido a la necesidad de un control de calidad aplicado a la imagen son las principales aplicaciones del **maniquí de ultrasonido**.

El maniquí de ultrasonido, es conocido en la literatura como simulador acústico o fantoma. En su interior contienen elementos que simulan las propiedades acústicas del organismo del cuerpo humano. Están contruidos según su aplicación. Unos contienen una serie de estructuras de distintas ecogenicidades y tamaños a varias profundidades y otros por ejemplo simulan el flujo sanguíneo mediante una cuerda en movimiento.

Este trabajo de tesis se enfocó a obtener el conocimiento necesario para desarrollar y poner en funcionamiento modelos de maniquí de bajo costo, que logren facilitar la aplicación de estudios de control de calidad a equipos de ultrasonidos, para comprobar regularmente la calidad de la imagen ecográfica. Esto implicó el cumplimiento de los siguientes objetivos específicos:

- Objetivo 1. Familiarización con los equipos de ultrasonido y las características de las imágenes de ultrasonido.
- Objetivo 2. Análisis de los procedimientos y métodos involucrados en el desarrollo de un maniquí para imagen de ultrasonido.
- Objetivo 3. Evaluar la factibilidad de construcción de cada modelo de maniquí, reuniendo las condiciones acústicas y de ecogenicidad necesarias para ser usado como referencia. Garantizar que aun con el paso del tiempo puedan seguir realizando las distintas pruebas de control de calidad.

En el capítulo 1, vamos a explorar los conceptos básicos detrás de la generación de imágenes por ultrasonido, haciendo una pausa importante en comprender la física básica de sonido de la que estas técnicas se derivan. Además de una revisión de las propiedades a estudiar en el maniquí, también consideraremos cómo se evalúa la calidad de imágenes de ultrasonido, y cómo se establecen pautas de seguridad y control de calidad, entrando así en la importancia del uso del maniquí para calibrar estos equipos, esto se describe en el capítulo 2. En el capítulo 3 se presenta el estado de arte en cuanto a los métodos empleados en la fabricación de maniqués para ultrasonido, así como los modelos comerciales disponibles y sus principales fabricantes. La descripción de los métodos y procedimientos realizados para la construcción de los modelos de maniquí de ultrasonido planteados para el desarrollo de la presente tesis, se muestran en el capítulo 4. La descripción de la metodología de las mediciones y pruebas de control calidad aplicadas con cada maniquí construido al ecógrafo DP-10 (perteneciente al laboratorio de Física Medica de la FCFM BUAP) se presentan en el capítulo 5. Aquí también se presenta la metodología y mediciones de control de calidad aplicadas con el maniquí modelo B desarrollado para esta tesis en un sistema de ultrasonidos profesional (Ecógrafo doppler color SonoAce Pico). En el capítulo 6, se muestran los resultados de aplicar dichos controles de calidad al maniquí para evaluar las propiedades acústicas y ver la factibilidad de la construcción de cada modelo planteado.

Capítulo 1

Fundamentos de Ultrasonido

1.1. Sonido

Para una mejor comprensión del concepto de ultrasonido debemos definir primero el sonido. Sonido, es la sensación producida en el órgano del oído por una onda mecánica originada de la vibración de un cuerpo elástico y propagada por un medio material, tal como el aire, agua o tejidos corporales. Las ondas de compresión crean vibraciones en el tímpano y éste las convierte luego en señales eléctricas que viajan por el nervio auditivo hasta nuestro cerebro. En nuestro cerebro estas señales son interpretadas como sonido.

Ondas sonoras

Se necesita energía para producir un sonido, la energía produce movimiento y el movimiento produce ondas sonoras; que son ondas de compresión en un medio, las cuales se mueven y transportan la energía que las produjo. Las ondas sonoras requieren de materia para su transmisión, no existen en el vacío y su propagación en medios gaseosos es muy pobre porque las moléculas están muy separadas.

Naturaleza ondulatoria del Sonido

Cuando se propaga una onda sonora a través de un medio, las moléculas en el aire o en un tejido vibran, moviéndose hacia adelante y atrás. Sin embargo, las ondas sonoras no interfieren en el movimiento transversal de las moléculas. Cada vez que la fuente de sonido vibra se forma una onda longitudinal, y a lo largo de la onda el paso de la energía a través del aire hace que las moléculas individuales oscilen al rededor de sus posiciones de equilibrio, por lo que ocurren variaciones periódicas de presión, las moléculas cercanas primero se agrupan (forman zonas de compresión) y posteriormente se propagan a lo largo de la dirección en que se mueven las ondas (rarefacciones), siendo así ondas de presión compuestas por ciclos de altas y bajas presiones.

En la figura(1.1) se representa la naturaleza ondulatoria del sonido, en el que los máximos de intensidad (áreas de alta presión y alta amplitud) coinciden con zonas de compresión, y los mínimos corresponden a áreas de rarefacciones o distensiones del medio

donde las partículas se encuentran más espaciadas.

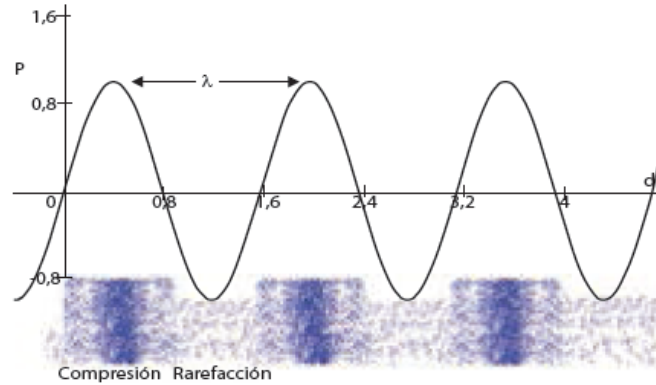


Figura 1.1: **Representación gráfica de la naturaleza ondulatoria del sonido.** Los máximos de intensidad de la onda corresponde a la compresión máxima del medio donde se propaga y los mínimos representan distensiones del medio.[17]

1.1.1. Parámetros físicos de onda sonora

Debido a esta naturaleza ondulatoria en que suelen propagarse las ondas sonoras, es que se suelen expresar como senos con las siguientes propiedades que determinan su comportamiento.

Ciclo

Es el fragmento de onda comprendido entre dos puntos iguales de su trazado.

Periodo (T)

Es el tiempo o duración de un ciclo. Unidad de medida: segundo (s).

Frecuencia (f)

El número de veces que se comprime por segundo una onda es la frecuencia (f), se expresa como el número de ciclos por unidad de tiempo (segundos) ó hertzios (HZ). [1 Hz= 1 ciclo/segundo]. La frecuencia está relacionada con el periodo (T) del siguiente modo: $f = 1/T$.

Para ondas sonoras audibles tenemos las siguientes implicaciones:

- Si la frecuencia aumenta oiremos un tono más agudo (más ondas por segundo llegan a nuestro oído).
- Si la frecuencia descende oiremos un tono más grave (menos ondas por segundo llegan a nuestro oído).

Amplitud (A)

La amplitud de la onda sonora es equivalente a la fuerza de ésta. La cual disminuye (cuadráticamente) a medida que la onda viaja y se esparce. Es una medida de la máxima variación o altura que alcanza una onda periódica en el tiempo.

Longitud de Onda(λ)

Magnitud física definida como la distancia en que la onda realiza un ciclo completo en un determinado intervalo de tiempo, describe la distancia entre alteraciones sucesivas de una onda periódica. La penetración de la onda de ultrasonido es proporcional a la longitud de la onda y es medido en unidades de longitud como (m)
Las longitudes de onda sonoras audibles van desde centímetros hasta metros.

Velocidad de sonido (c)

La velocidad de las ondas sonoras en un material particular (c) está fijado por las propiedades de ese material. Esta velocidad del sonido describe en qué medida una compresión de la onda se moverá por unidad de tiempo, también determina una relación entre la frecuencia y la longitud de la onda, siendo el producto de éstas la distancia total recorrida por la onda cada segundo $c = f\lambda$. Por tanto, para una misma velocidad del sonido, la longitud de onda es inversamente proporcional a la frecuencia.
La velocidad del sonido en la atmósfera terrestre es de 343 m/s (a 20 °C de temperatura, con 50 % de humedad y a nivel del mar). La velocidad estándar en tejidos blandos es de 1540 m/s.

Intensidad (I)

Potencia por unidad de área. En otras palabras energía por unidad de superficie y unidad de tiempo, medida en W/m^2 o W/cm^2

Las variables f, T, A, I dependen de la fuente, c depende del medio y λ es determinado tanto por la fuente como por el medio.

1.2. Ultrasonido

Las ondas sonoras audibles son las que el oído humano tiene capacidad de percibir y se encuentran en la franja entre los 20Hz y 20 000 ciclos/ segundo ó 20 KHz. Las ondas de sonido con una frecuencia superior se denominan ultrasonidos (Frecuencias entre 1×10^4 y 1×10^8 Hz) y no son detectados por el humano aunque si por otros animales (Ver figura(1.2)). Aparte de sus altas frecuencias, el ultrasonido es exactamente el mismo fenómeno que el sonido ordinario.

En los ultrasonidos las direcciones de vibración de las partículas y la propagación de la onda es la misma, lo que significa que el ultrasonido es puramente una onda longitudinal, cuya frecuencia supera al de las ondas sonoras audibles. Las ondas de ultrasonido pueden

CAPÍTULO 1 Fundamentos de Ultrasonido
1.2. ULTRASONIDO

pasar a través de la mayoría de los tejidos orgánicos.

La ecografía, como su nombre indica, se vale del estudio de las **ondas reflejadas** ("ecos ") que producen los pulsos de ultrasonido al rebotar contra una superficie, ya sea un hueso, un órgano, una colección de líquidos dentro de una cavidad, etc. Cualquier superficie que refleje el ultrasonido, es **ecogénica**, es decir, generadora del eco que detecta el aparato. No significa que sea bueno ni malo, sino una característica de lo que se observa.

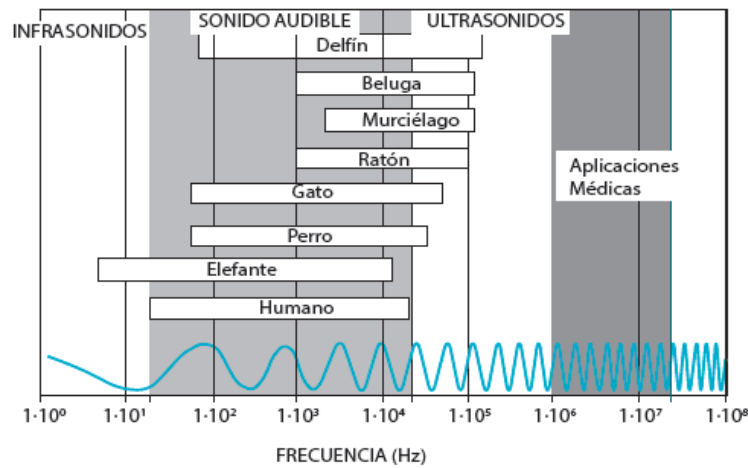


Figura 1.2: **Espectro sónico.** Se representa (en color gris) la franja o zona del espectro sónico correspondiente a las frecuencias de ultrasonido utilizadas habitualmente en aplicaciones médicas (de 1MHz a 30 MHz) así como la zona audible de algunos animales en relación al oído humano [17].

De la misma manera en que la luz visible ocupa una porción mínima dentro del espectro de ondas electromagnéticas, existe un espectro de vibraciones acústicas en el cual, la gama de frecuencias audibles por el oído humano ocupa un porcentaje muy bajo (Ver figura1.3).

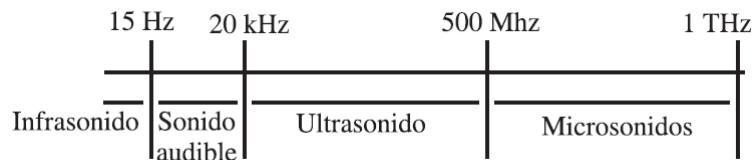


Figura 1.3: **Espectro de vibraciones acústica.** [8]

Los ultrasonidos de uso médico que emiten las sondas de los ecógrafos se encuentran en la franja de frecuencias entre 1 MHz y 30 millones de Hz (MHz).

Velocidad de propagación en diferentes medios

Los ultrasonidos viajan dentro del cuerpo por mecanismos similares a los descritos para el sonido que viaja a través del aire, aunque con una velocidad muy diferente. La velocidad del sonido varía de un material a otro, por ejemplo, las ondas ultrasónicas viajan dos veces más rápido en el hueso (4,000 m/s) que a través de tejidos blandos, tales como el músculo (1,590 m/s).

La velocidad de propagación de las ondas de ultrasonido (c) a través del tejido se determina por los valores de compresibilidad (k) también llamado módulo elástico, que caracteriza la rigidez del medio, y la densidad del tejido (ρ):

$$c = \frac{1}{\sqrt{k\rho}}. \quad (1.1)$$

La ecuación (1.1) muestra que la velocidad de propagación de las ondas de ultrasonido es inversamente proporcional a la raíz cuadrada del producto entre la constante de compresibilidad y la densidad.

La proximidad de las moléculas hace que las ondas sonoras se propaguen más rápidamente, así materiales densos como hueso y metales son excelentes transmisores del sonido. El valor de c en la mayoría de los tejidos blandos es aproximadamente 1540 m/s. Esta es la velocidad de propagación asumida por los ecógrafos para todos los tejidos.

En la tabla (1.1) los valores de c entre el hueso y aire (por ejemplo, los pulmones) varían debido a la discrepancia de densidad y compresibilidad. Estos cambios en la velocidad del sonido es uno de los efectos que permite distinguir diferentes tipos de tejidos en las imágenes de ultrasonido, ya que interviene la relación tiempo-distancia. Como el ultrasonido se transmite pobremente a través del aire, los pulmones e intestinos al contenerlo, son malos conductores porque la velocidad de propagación es tan lenta que no pueden ser visualizados mediante aparatos de ultrasonidos (ecógrafos); al no transmitir bien el sonido, estructuras detrás de estos órganos, no pueden visualizarse.

Tabla 1.1: Propiedades acústicas de tejidos biológicos.[2]

Medio de transmisión	$Z \times 10^5$ ($gcm^{-2}s^{-1}$)	velocidad de sonido(ms^{-1})	Densidad (kgm^{-3})	compresibilidad $\times 10^{11}$ ($cmg^{-1}s^2$)
Aire	0.00043	330	1.3	70 000
Grasa	1.38	1450	925	5.0
Cerebro	1.58	1540	1025	4.2
Sangre	1.59	1570	1060	4.0
Riñón	1.62	1560	1040	4.0
Hígado	1.65	1570	1050	3.9
Músculo	1.7	1590	1075	3.7
Hueso	7.8	4000	1908	0.3

Impedancia acústica característica Z

Un parámetro particularmente importante en la ecografía es la impedancia acústica característica (Z), es la resistencia que opone un medio al paso de las ondas de ultrasonido

CAPÍTULO 1 Fundamentos de Ultrasonido
1.3. REFLEXIÓN Y REFRACCIÓN DE LA ONDA EN EL TEJIDO.

y se define como la razón entre la presión acústica (P) y la velocidad de la partícula (u_z) en un medio material.

$$Z = \frac{P}{u_z}. \quad (1.2)$$

Es importante no confundir la velocidad de la partícula (u_z) con la velocidad propagación del sonido (c); la velocidad de la partícula es provocada por la presión y es la misma para todas las frecuencias en las intensidades utilizadas en la ecografía. La velocidad de la partícula (u_z) a lo largo de la dirección de propagación de la energía (dirección del eje z) está dada por la derivada de tiempo del desplazamiento de la partícula:

$$u_z = \frac{dW}{dt}. \quad (1.3)$$

La presión acústica (P) medida en pascales (Pa) de la onda de ultrasonido en un punto particular, viene dada por :

$$P = \rho c u_z. \quad (1.4)$$

Cabe destacar que cada tejido tiene una impedancia acústica característica (Z), la cual es determinada por las propiedades físicas del tejido, por lo que también puede calcularse como el producto entre la densidad (ρ) y la velocidad de sonido (c) en el medio de propagación.

$$Z = \rho c = \rho \frac{1}{\sqrt{\rho k}} = \sqrt{\frac{\rho}{k}}. \quad (1.5)$$

Para que haya una buena transmisión es necesario que las impedancias de los medios contiguos sean casi iguales, mientras que cuando son muy diferentes la mayor parte de la energía es reflejada .

La tabla (1.1) incluye valores de Z para los tejidos relevantes en la ecografía clínica. Se puede observar que para muchos tejidos blandos es muy similar. En contraste la impedancia en los tejidos blandos es muy inferior a la de los huesos y superior a la de los gases.

1.3. Reflexión y refracción de la onda en el tejido.

La siguiente sección describe, a través de fenómenos físicos básicos (Reflexión y Refracción) la interacción del ultrasonido con la materia, explica cómo la propagación de la energía de ultrasonido a través del cuerpo depende de las características del medio en que se propaga, del medio en que ingresa y del ángulo con que incide, así como de los valores de Z y la velocidad de propagación.

1.3.1. Reflexión

Cuando un haz ultrasónico es propagado de un tejido a otro, y se encuentra con una interfase acústica, parte de él se propaga a través de la interfase más adentro del cuerpo, mientras que un pequeño porcentaje se refleja (**en forma de ecos**) y regresa al transductor (receptor) que produce una pequeña onda de voltaje (señal detectada).

CAPÍTULO 1 Fundamentos de Ultrasonido
1.3. REFLEXIÓN Y REFRACCIÓN DE LA ONDA EN EL TEJIDO.

Interfase acústica: se denomina así al límite, frontera o zona de contacto que separa dos o más medios con diferente impedancia acústica Z y que transmiten el ultrasonido a distinta velocidad, ver figura (1.4).

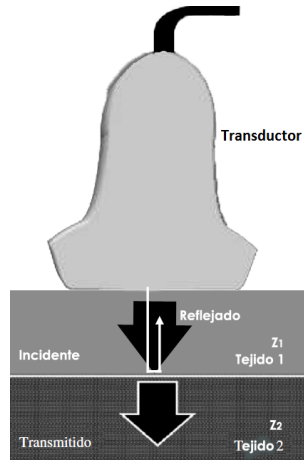


Figura 1.4: **Interfase acústica.** El ecografo clínico forma imágenes mediante la detección de ondas reflejadas (ecos) entre las interfases de diferentes medios o tejidos. Con Z_1 y Z_2 se hace referencia a las impedancias acústicas de dos medios distintos, las flechas indican la dirección de propagación del haz de ultrasonido. [8]

A continuación se muestra con más detalle el comportamiento general de una onda de ultrasonidos, observe que la onda golpea la frontera entre dos tejidos con diferentes impedancia acústicas Z_1 y Z_2 , cierta fracción de la onda es retrodispersada y una fracción restante se transmite a través de la interfase dentro del cuerpo. Generalmente la onda de ultrasonido incidente golpea la frontera en un ángulo θ_i .

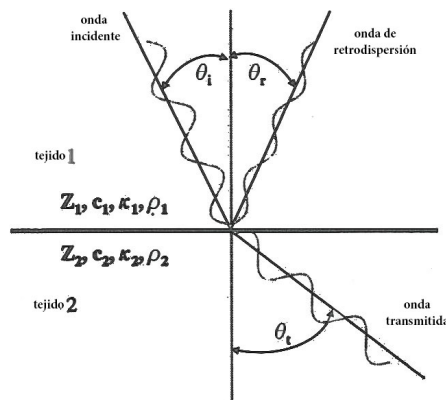


Figura 1.5: **Comportamiento de una onda de ultrasonido.** [2]

$$\text{Factores influyentes} \begin{cases} Z \rightarrow \text{Impedancia acústica de los tejidos.} \\ \theta_i \rightarrow \text{Ángulo de incidencia de la onda de ultrasonido.} \end{cases}$$

CAPÍTULO 1 Fundamentos de Ultrasonido
1.3. REFLEXIÓN Y REFRACCIÓN DE LA ONDA EN EL TEJIDO.

Las siguientes ecuaciones relacionan los ángulos de incidencia (θ_i) y reflexión(θ_r), ángulos de incidencia (θ_i) y transmisión (θ_t), presiones reflejadas desde la interfase (p_r) y transmitidas a través de la interfase (p_t), e intensidades reflejadas (I_r) y transmitidas (I_t), siendo (I_i) la intensidad de ultrasonido que llega a la interfase:

$$\theta_i = \theta_r \quad (1.6)$$

$$\frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_t} = \frac{c_1}{c_2} \quad (1.7)$$

$$R_p = \frac{p_r}{p_i} = \frac{Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t}, \quad (1.8)$$

$$T_p = \frac{p_t}{p_i} = \frac{2Z_2 \cos \theta_i}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t}, \quad (1.9)$$

$$R_I = \frac{I_r}{I_i} = \frac{(Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t)^2}{(Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t)^2}, \quad (1.10)$$

$$T_I = \frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_2 Z_1 \cos^2 \theta_i}{(Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t)^2}, \quad (1.11)$$

Los valores de los coeficientes de reflexión R_p y transmisión de presión T_p están relacionados por:

$$T_p = R_p + 1 \quad (1.12)$$

La relación de los valores de los coeficientes de reflexión de intensidad R_I y la fracción de intensidad transmitida T_I está dada por:

$$T_I = 1 - |R_I|^2. \quad (1.13)$$

Generalmente un estudio de ultrasonido se toma de forma perpendicular al tejido, ya que la señal reflejada recibida es más fuerte si el ángulo entre la onda incidente y la interfase entre dos tejidos es 90° . En este caso, las ecuaciones (1.8 - 1.11) se reducen a:

$$R_p = \frac{p_r}{p_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}, \quad (1.14)$$

$$T_p = \frac{p_t}{p_i} = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1}, \quad (1.15)$$

$$R_I = \frac{I_r}{I_i} = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2}, \quad (1.16)$$

$$T_I = \frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_2 Z_1}{(Z_2 + Z_1)^2}, \quad (1.17)$$

* *Si el haz se aleja solo unos cuantos grados de la perpendicular, el ultrasonido reflejado no regresará a la fuente emisora (sonda/transductor) y no se detectará.*

Las distintas impedancias acústicas entre dos medios presentes en ambos lados de una interfase, juegan un papel importante en la reflexión y en la transmisión del ultrasonido. Se pueden distinguir tres casos importantes:

Caso 1 ($Z_1 \simeq Z_2$)

Si los valores de Z_1 y Z_2 son casi iguales, incluso si los materiales son diferentes, el límite de tejidos es esencialmente indetectable ya que toda la intensidad de la onda viaja a través de este. Por ejemplo músculo y grasa, donde la diferencia de impedancia acústica es muy pequeña, reflejan sólo una parte de la energía incidente mientras que el resto se transmite.

Caso 2 ($Z_1 \ll Z_2$) ó $Z_1 \approx 0$

Si el valor de Z_1 es casi cero o $Z_1 \ll Z_2$, la señal reflejada detectada por el transductor se maximiza, sin embargo el haz de ultrasonidos no alcanzará las estructuras más profundas. Por ejemplo cuando el haz de ultrasonidos viaja del tejido al hueso.

Caso 3 ($Z_1 \gg Z_2$) ó $Z_2 \approx 0$

Como se observa, cuanto mayor sea la diferencia entre las impedancias acústicas, mayor será la intensidad reflejada. Por ejemplo la zona de contacto entre aire y hueso y los principales reflectores especulares.¹

1.3.2. Refracción

Cuando el haz de ultrasonido incide oblicuamente sobre la interfase acústica, se produce un cambio en la dirección de propagación del haz transmitido respecto al incidente. Este fenómeno se produce debido a que la velocidad de propagación en ambos medios es distinta. La magnitud de la desviación está dada por la Ley de Snell (ver Ec. 1.7).

Este fenómeno es responsable de la mayoría de los artefactos que se observan en la imágenes de ultrasonido, por lo que contribuye negativamente en la interpretación de la imágenes.

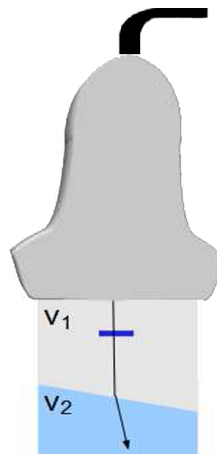


Figura 1.6: Fenómeno de refracción. [9]

¹**Reflector especular:** término usado para referirse a aquellos órganos cuya interfase acústica actúa como espejo, al producir ecos intensos que dependen del ángulo de incidencia. Son relativamente grandes, muy reflexivos y con superficies suaves. Entre ellos el diafragma, las paredes de la vejiga, la vesícula biliar, las paredes de los vasos sanguíneos, los ventrículos y las cápsulas del tejido conectivo.

1.4. Atenuación total de energía de ultrasonido en el tejido

La atenuación ocurre cuando la energía, potencia y la intensidad del haz ultrasónico disminuye progresivamente mientras las ondas de ultrasonido se propagan a través de las diferentes interfaces tisulares. El efecto neto es que las señales recibidas desde la frontera del tejido más profundo son mucho más débiles que de las fronteras localizadas cerca de la superficie.

En un estudio ultrasónico es importante tener poca atenuación, ya que si la señal se hace muy débil, el equipo receptor no podrá detectar ecos, lo que causará errores y bajo desempeño. Por lo anterior hay que tener en cuenta que:

- La energía de una señal decae con la distancia.
- La atenuación se incrementa con la frecuencia cuadráticamente, con la temperatura y con el tiempo.

Tabla 1.2: Principales atenuadores y No atenuadores.

Atenuadores	No atenuadores
Huesos <i>atenúa mediante absorción y dispersión de la energía.</i> Aire <i>absorbe y dispersa la energía en todas direcciones.</i>	Líquidos/Agua

La energía del haz de ultrasonido se atenúa por una serie de mecanismos, entre ellos la **reflexión** y la **dispersión**, pero también entra en juego un proceso importante, como lo es la **absorción**.

1.4.1. Dispersión

Consiste en la desviación de la dirección de propagación de la onda ultrasonica. Si el haz de ultrasonido golpea estructuras que no son suaves sino que más bien son rugosas con irregularidades en la superficie y son aproximadamente del mismo tamaño o menor que la longitud de onda de ultrasonido, la onda se dispersa en todas direcciones.

La distribución angular del haz dispersado, dependen de la forma, el tamaño y las propiedades físicas y acústicas (z, k, ρ) de la estructura. Si el tamaño de la estructura de dispersión es pequeño comparado con la longitud de onda, la dispersión es relativamente uniforme, y con un poco más de energía dispersada hacia el transductor. Este régimen de tamaño, es conocido como dispersión de Rayleigh (ver Figura 1.7(a)).

Si las estructuras de dispersión están relativamente separadas, (Ver Figura 1.7(b)), el patrón resultante es una complicada combinación de interferencia constructiva y destructiva, conocido como speckle. Aunque speckle carga cierta información, en general, es considerado un componente indeseable "ruido" en la imagen de ultrasonido.

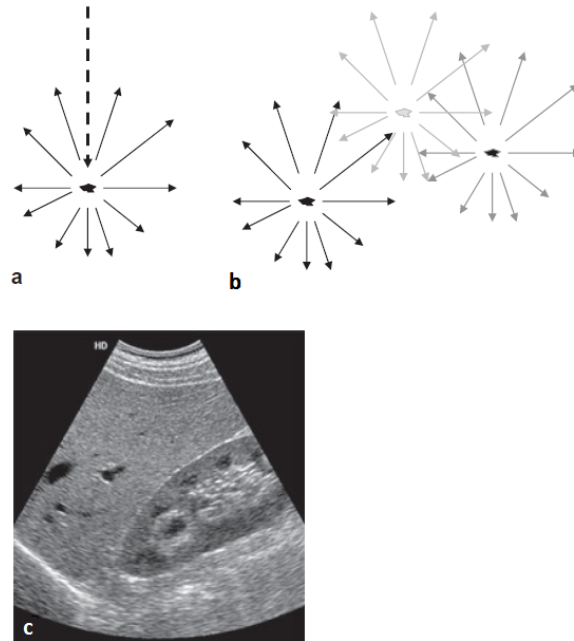


Figura 1.7: **Tipos de dispersión.** (a) Dispersión de Rayleigh de un haz de ultrasonidos por una estructura pequeña en comparación con la longitud de onda del haz de ultrasonidos. (b) Dispersión de estructuras que están relativamente lejos unas de otras, producen patrones de dispersión que se suman constructivamente en ciertos lugares y destructivamente en otros, esto produce áreas de alta y baja intensidad, como se ilustra en la imagen (c).[2]

1.4.2. Absorción

Involucra la transformación de la energía del haz en calor. Hay dos mecanismos por los cuales la absorción tiene lugar en el tejido biológico: la **absorción por relajación** y la **absorción clásica**, siendo el coeficiente total de absorción una combinación de ambas.

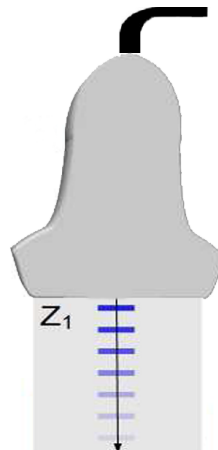


Figura 1.8: Fenómeno de Absorción.[9]

Absorción Clásica

Pérdida producida por la fricción entre las partículas al desplazarse por la onda de ultrasonido. Caracterizada por un coeficiente de absorción, $\beta_{clásica}$, proporcional al cuadrado de la frecuencia de la onda.

Absorción de relajación

Determina cómo la intensidad del haz de ultrasonido se reduce en función del tiempo de relajación de un tejido (τ), que describe cuantitativamente el tiempo que le requiere a las estructuras dentro del tejido volver a su posición de equilibrio después de haber sido desplazadas por compresión al paso de la onda de ultrasonido.

El coeficiente de absorción de relajación, β_r , está dado por:

$$\beta_r = \frac{B_0 f^2}{1 + (f/f_r)^2}. \quad (1.18)$$

Con un valor máximo en f_r , la frecuencia de relajación que es igual a $1/\tau$. Para tejidos biológicos a frecuencias clínicas este mecanismo es dominante (en comparación a la absorción clásica). Hay una amplia gama de valores de τ y f_r , el coeficiente total de absorción es proporcional a la suma de todas las contribuciones individuales.

$$\beta_{r,tejido} \propto \sum_n \frac{f^2}{1 + (f/f_{r,n})^2}. \quad (1.19)$$

Como se observa el parámetro físico que más influye en la absorción de la onda sonora es su frecuencia:

- A mayor frecuencia, mayor absorción y menor capacidad de penetración.
- A menor frecuencia, menor absorción y mayor capacidad de penetración.

1.4.3. Coeficientes de atenuación

En función de la distancia de propagación \mathbf{z} , la atenuación del haz de ultrasonidos a través del tejido se identifica por una disminución exponencial de la presión y la intensidad

$$I(z) = I(z=0)e^{-\mu z}. \quad (1.20)$$

$$p(z) = p(z=0)e^{-\alpha z}. \quad (1.21)$$

Se define μ como el coeficiente de atenuación de intensidad y α el coeficiente de atenuación de la presión, donde $\mu = 2\alpha$ y ambos medidos en unidades de $(cm)^{-1}$.

1.5. Instrumentación

El diagrama de la figura 1.9 muestra la instrumentación básica usada para sistemas de imágenes por ultrasonido. Como se observa, la señal de entrada al transductor proviene

de un generador de frecuencia, el cual produce pulsos de voltaje periódicos cortos. A través de un interruptor de transmisión / recepción estas señales de voltaje pulsado son amplificadas y enviadas a el transductor. El cual convierte el voltaje amplificado en una onda mecánica de presión que es transmitida al cuerpo.

Mediante la Reflexión y dispersión a través de los límites e interfases acústicas dentro del cuerpo, la onda de presión es retrodispersada, alcanzando así al transductor a diferentes tiempos dictados por la profundidad del tejido en el que se reflejó. El transductor posteriormente la convierte en voltajes. Estos voltajes tienen valores relativamente pequeños, y así pasan a través de un preamplificador de muy bajo nivel de ruido antes de ser digitalizados. La compensación de ganancia por tiempo se utiliza para reducir el rango dinámico de las señales, después de su amplificación y procesamiento de señal apropiado, las imágenes se muestran en tiempo real en el monitor del ecógrafo.

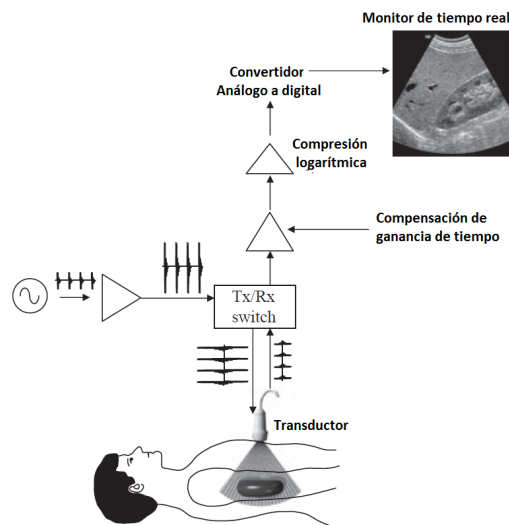


Figura 1.9: Diagrama de la instrumentación básica de un sistema de imágenes por ultrasonidos. [2]

1.5.1. Transductor

La energía ultrasónica se genera en el transductor o sonda, que contiene a los cristales piezoeléctricos. Estos poseen la capacidad de transformar la energía eléctrica en sonido y viceversa, de tal manera el transductor actúa como emisor y receptor de ultrasonidos.

Es importante saber que **las sondas de mayor frecuencia proporcionan mayor definición pero menor profundidad** y sólo permite ver estructuras superficiales. Por el contrario, **las sondas de menor frecuencia tienen menor definición pero mayor profundidad.**

En ultrasonido de diagnostico, la frecuencia es una característica del cristal piezoelectrico utilizado en el transductor. La frecuencia se puede variar dentro de ciertos limites (1 y 30 MHz), pero es importante considerar que a mayor frecuencia, mejor resolución de imagen pero menor profundidad de penetración.

Cristal piezoeléctrico

El elemento principal de todos los transductores de ultrasonido esta conformado de material piezoeléctrico, formado a partir de un compuesto de titanato zirconato de plomo (PZT); cerámica usada como cristal piezoeléctrico. Polvos finos de los tres óxidos metálicos se mezclan, se calientan a altas temperaturas ($> 120^{\circ}\text{C}$) y se colocan en un campo eléctrico fuerte con un valor de decenas de kV por cm. Los dipolos dentro del material se alinean y adquieren así la propiedad de ser piezoeléctrico. Esto es: pueden convertir un voltaje oscilante en cambios en la dimensión física e inversamente generar un voltaje cuando se deforman. Estas deformaciones físicas son las que producen los pulsos de ultrasonidos.

1.5.2. Arreglos de transductor

Existe una gran variedad de transductores de ultrasonidos, en cuanto forma, tamaño y ancho de banda, por eso la elección del transductor dependerá del tipo de estudio ecográfico a realizar. Además del transductor de elemento único hay cuatro tipos básicos de transductores: Sectoriales, anulares, de arreglo curvo y los lineales; difiriendo tan sólo en la manera que están dispuestos sus componentes y que éstos permiten obtener imágenes bidimensionales al mantener el transductor en una posición fija. En esta tesis solo describiremos el individual (de elemento único), el lineal y el convexo, que son los más básicos y comúnmente usados.

1.5.3. Transductores de elemento único.

Un solo elemento PZT del transductor tiene la forma de disco, de concha esférica o cilíndrica (Ver figura 1.10). Sus dos caras están recubiertas con una capa delgada de plata y conectadas a un cable coaxial que lleva al interruptor de transmisión-recepción. En la literatura se encuentran términos como cristal o elemento piezoeléctrico (PZT) y estos hacen referencia a lo mismo.

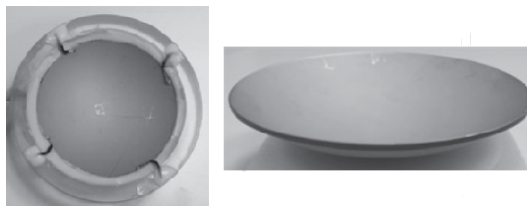


Figura 1.10: Elementos PZT plano y hemisférico. [2]

Si se aplica un pulso de voltaje oscilante a una cara del elemento piezoeléctrico, su espesor empieza a vibrar a la misma frecuencia que la del voltaje aplicado, siendo el cambio proporcional a la magnitud y polaridad del voltaje hasta el máximo desplazamiento del transductor.

Cuando el elemento piezoeléctrico entra en contacto con la piel del paciente, transfiere una serie de pulsos cortos de energía en la forma de una onda de presión de ultrasonido donde es parcialmente reflejada y transmitida por los tejidos que encuentra a su paso. La

energía reflejada regresa al transductor y produce vibraciones en el elemento, las cuales son transformadas en corrientes eléctricas por el cristal para después ser amplificadas. Recordando la sección 1.3.1, si la diferencia en la impedancia acústica característica de dos materiales es grande (Z de transductor PZT $\sim 30 \times 10^5 \text{ gcm}^{-2}\text{s}^{-1}$; en comparación con Z piel/tejido $\sim 1,7 \times 10^5 \text{ gcm}^{-2}\text{s}^{-1}$) habrá una gran cantidad de energía reflejada de la piel del paciente, y la eficiencia de acoplamiento de la onda mecánica en el cuerpo sería muy baja. Por eso se añade una **capa de adaptación** a la cara externa del cristal para proporcionar el acoplamiento acústico entre el cristal y el paciente. El valor Z de la capa de adaptación ($Z_{\text{capa-adaptacion}}$) debe ser intermedia entre la del elemento transductor (Z_{PZT}) y la piel (Z_{piel}). Viene dado por la siguiente expresión.

$$Z_{\text{capa-adaptacion}} = \sqrt{Z_{\text{PZT}}Z_{\text{piel}}}. \quad (1.22)$$

Las propiedades de un transductor PZT de elemento único se muestran esquemáticamente en la figura (1.11).

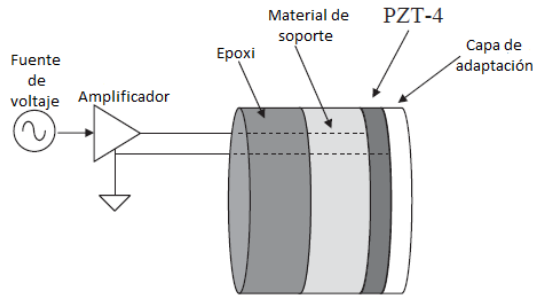


Figura 1.11: Elemento PZT plano. [2]

Como se observa el elemento PZT también está acoplado a una **capa de amortiguación**, que consiste de un **material de soporte** y resina **epoxi**, rellena con partículas pequeñas de óxido de aluminio. Esto provoca que la contracción del PZT este controlada para que deje de vibrar más rápido, ya que si no se utiliza amortiguación mecánica, entonces el elemento PZT resonara después del final del pulso de voltaje aplicado, produciendo un pulso de ultrasonidos más largo, y se requieren pulsos cortos para una buena resolución espacial axial, ya que esta es proporcional a la longitud total del pulso de ultrasonido. Esta capa de amortiguación también es importante en términos de lograr un amplio ancho de banda de frecuencia.

1.5.4. Transductor de arreglo lineal



Figura 1.12: Transductor lineal. [7]

Los transductores de arreglo lineal (Figura 1.12) se componen de un número variable (típicamente 128-512) de elementos piezoeléctricos con forma rectangular que se sitúan uno frente al otro, funcionan en grupos, de modo que al ser estimulados emiten simultáneamente un haz ultrasónico. En general, un arreglo lineal es normalmente \sim 1 cm de ancho y 10-15 cm de longitud: un ejemplo se muestra en la Figura 1.13.



Figura 1.13: **Diseño de un arreglo lineal.** Un gran número de elementos piezoeléctricos rectangulares forman un arreglo unidimensional. Cada elemento está conectado por un pequeño cable coaxial a la fuente de tensión. [2]

El modo de funcionamiento de un arreglo lineal se muestra en la Figura 1.14. Un pequeño número de elementos se "excita" por pulsos de voltaje separados, lo que produce un haz de ultrasonido. Para proporcionar un grado de enfoque, los elementos individuales dentro de este subgrupo están excitados en momentos ligeramente diferentes, primero los externos y los internos después de un cierto retraso. Esto produce un frente de onda curvado que se centra en un punto focal efectivo.

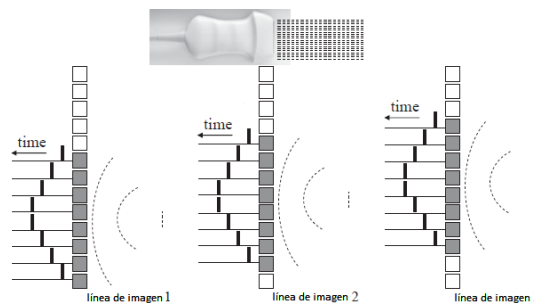


Figura 1.14: **Funcionamiento del arreglo lineal.** La excitación secuencial de un subgrupo de elementos produce una serie de líneas de ultrasonido paralelas entre sí. Aplicando pulsos de voltaje ligeramente desfasados en tiempo se produce un haz efectivamente enfocado para cada línea. (Arriba) Un arreglo lineal comercial, las líneas trazadas muestran los haces de ultrasonidos. [2]

Cuando todos los ecos de retrodispersión de este pulso de ultrasonido han sido adquiridos, un segundo haz se envía al excitar un subconjunto diferente de elementos, como se muestra en el centro de la figura 1.14. La excitación secuencial de elementos se continúa hasta que todos sean excitados. Si un número par de elementos es usado para cada subgrupo, entonces se puede repetir el proceso usando excitación de un número impar de elementos para producir puntos focales entre los lugares de los adquiridos previamente. Formando así, casi el doble de líneas de exploración. Cabe señalar que,

aunque el enfoque puede ser obtenido en una dimensión, la dirección perpendicular al plano de imagen, el llamado plano de elevación, no puede ser enfocado. Por lo tanto, muchos arreglos tienen lentes curvos para producir un enfoque en esta dimensión.

Los arreglos lineales se utilizan cuando se requiere un campo de visión amplio cerca de la superficie del arreglo y para estudiar estructuras rectilíneas (tendones, ligamentos, etc.) partes del sistema musculoesquelético y articular . En función de las estructuras anatómicas, se utilizan diferentes frecuencias (ver Tabla 1.3).

Tabla 1.3: Frecuencias y transductores utilizados.

Tipo de transductor	Frecuencia	Estructura anatómica	Ejemplo
Lineales	Alta frecuencia (7-20 MHz)	estructuras anatómicas localizadas superficialmente	algunos tendones, ligamentos y pequeñas articulaciones.
Lineales	Baja frecuencia (3-5 MHz)	articulaciones grandes y profundas	la coxofemoral.

1.5.5. Transductor de arreglo convexo o curvo

Sonda de baja frecuencia (2-5 MHz.) Se emplea generalmente para la exploración de las estructuras de la cavidad abdominal. En la figura 1.15 se puede observar que al igual que el transductor de arreglo lineal, este transductor también está conformado por un conjunto de cristales piezoelectricos, material de amortiguamiento, material de acoplamiento y el lente acústico.

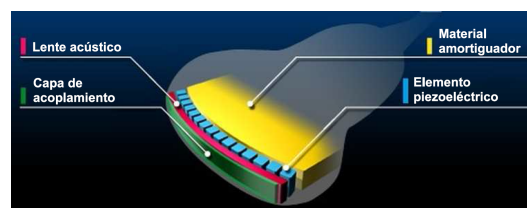


Figura 1.15: Componentes de un transductor convexo. [9]

El arreglo convexo está construido como una sucesión de elementos piezoelectricos rectangulares ubicados en forma curva (arreglo convexo). Su operación es idéntica al arreglo lineal, pero debido a su construcción, los pulsos viajan en diferentes direcciones, produciendo una imagen con forma sectorial.



Figura 1.16: Transductor o sonda convexo. [7]

De forma orientativa, hasta una profundidad de 4 cm se utiliza el transductor de arreglo lineal, más allá de esta profundidad se usan las sondas convexas por ser de bajas frecuencias centrales.

1.5.6. Ancho de banda del transductor

Aunque se especifica una frecuencia de funcionamiento central del transductor, el ancho de banda de frecuencia de emisión de las ondas de ultrasonido es grande, como se muestra en la Figura 1.17. Por ejemplo un transductor con una frecuencia central (f_0) de 3 MHz puede cubrir un ancho de banda de frecuencia de 1-5 MHz. Esto permite que un único transductor se puede usar para muchas aplicaciones, como en las que la señal es transmitida a una frecuencia, pero recibida en una segunda frecuencia armónica ($2f_0$) lo cual puede realizarse con un solo transductor, en lugar de tener que utilizar dos diferentes.

Entre mayor es la amortiguación mecánica, mayor es el ancho de banda del transductor, por eso desarrollos recientes en ingeniería de materiales han dado lugar a los PZT cultivados como pequeños cristales orientados, esto ha aumentado la eficiencia y el ancho de banda del transductor.

La relación entre la frecuencia central y ancho de banda generalmente se cuantifica en términos de un factor de calidad (Q), definida como la razón de la frecuencia central al ancho de banda. Valores muy bajos de $Q \sim 1-2$ significan muy altos anchos de banda.

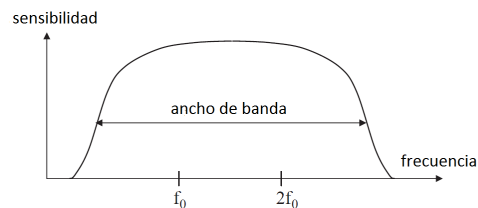


Figura 1.17: Sensibilidad frente a la frecuencia para un transductor de banda ancha. El ancho de banda cae en la gama de frecuencias donde la sensibilidad es mayor que la mitad de la máxima sensibilidad. [2]

1.5.7. Geometría del haz

El **campo cercano**, o **zona de Fresnel** es la región cerca de la cara del transductor, donde el patrón de onda es extremadamente complicado, con muchas áreas en las que la intensidad cae a cero, por lo que esta región no es útil para la exploración de diagnóstico.

Más allá de esta zona, el haz de ultrasonidos no oscila en intensidad, sino más bien decae exponencialmente con la distancia: esto se denomina el **campo lejano** o **zona de Fraunhofer**. Esta región es la usada en diagnóstico.

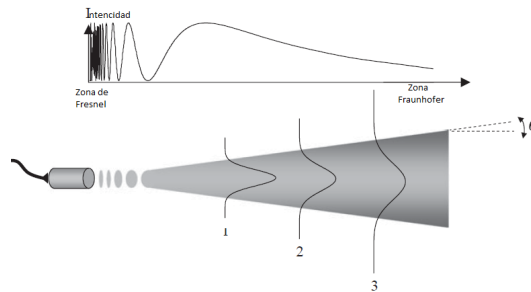


Figura 1.18: **Perfil del haz** de dos dimensiones de un transductor con un solo cristal piezoeléctrico plano. Arriba el patrón lateral y abajo el patrón axial del haz. [2]

La frontera entre las dos zonas, denominado frontera de campo cercano (NFB por sus siglas en inglés: near-field boundary), se produce a una distancia (Z_{NFB}) a partir de la cara del transductor; donde:

$$Z_{NFB} \approx \frac{r^2}{\lambda} \quad (1.23)$$

r es el radio del transductor y λ la longitud de onda del ultrasonido en el tejido. En el NFB, el campo tiene una anchura lateral del haz aproximadamente igual al diámetro del transductor (caso del transductor simple o único).

1.5.8. Enfoque del transductor

Los transductores se enfocan para producir un haz de ultrasonidos 'más ajustado'. Hay dos métodos básicos: bien una lente cóncava construida de plástico colocada en frente del elemento piezoeléctrico, o bien la cara del elemento fabricada como una superficie curva. La forma de la curvatura se define en términos de un número f ($f \#$):

$$f \# = \frac{\text{distancia focal}}{\text{dimension de apertura}} \quad (1.24)$$

La dimensión de apertura corresponde al tamaño del elemento. El punto en el que la anchura lateral del haz de ultrasonidos se centra y es más estrecha, se denomina **punto focal** y desde este punto a la cara del transductor se encuentra la llamada **distancia focal** (F). Excepto para transductores de enfoque mayor y con superficies muy curvadas, donde la distancia focal se puede aproximar como el radio de curvatura del elemento PZT.

Un transductor de diámetro curvado más pequeño, enfoca la anchura lateral del haz a un punto más centrado que uno de mayor diámetro. Además, la resolución lateral mejora cuanto mayor es la frecuencia operacional. La resolución lateral está dada por (ec.1.25), donde D es el diámetro del transductor.

$$\text{Resolución lateral} = \lambda F/D \tag{1.25}$$

La desventaja de un transductor de enfoque mayor, es que en lugares lejos del plano focal, el haz diverge mucho más que para uno de menor enfoque. Ver figura 1.19. Esto se cuantifica a través de la **profundidad de foco** en el eje (**DOF** depth-of-focus), definida como la distancia sobre la cual la intensidad del haz es al menos 50% de su valor máximo. Por ello lograr una resolución espacial razonable depende de la elección del tipo de enfoque del transductor.

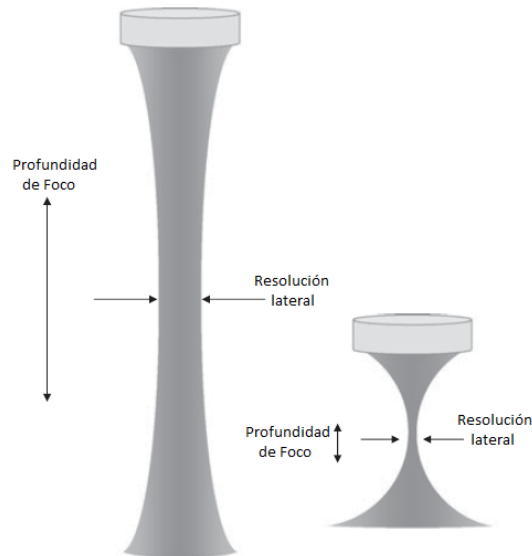


Figura 1.19: **Compensación entre la profundidad de foco y resolución lateral** para un enfoque débil (izquierda) y enfoque fuerte (derecha) de un transductor de elemento único. Una mejor resolución lateral se acompaña de una menor profundidad de foco, y viceversa. [2]

1.5.9. Compensación de ganancia de tiempo

Las señales sumadas del receptor de haz tienen un gran rango de amplitudes: señales muy fuertes aparecen dentro de las reflexiones en las fronteras de tejido/grasa cerca del transductor, y señales muy débiles desde fronteras de tejidos blandos a mayor profundidad dentro del cuerpo. El rango total de amplitudes de señal puede ser tan alto como un factor de 100 dB.

Después de la formación del haz, las señales pasan a través de un amplificador para ser aumentadas antes de su digitalización. Sin embargo, los amplificadores no pueden proporcionar una ganancia lineal (amplificación equitativa) para señales con un rango dinámico mayor de aproximadamente 40-50 dB, entonces para un rango dinámico de 100 dB las señales débiles son atenuadas o perdidas completamente. Por lo tanto, se usa un proceso llamado compensación de ganancia de tiempo (TGC), en el que el factor de

amplificación es incrementado como una función de tiempo después de la transmisión del pulso de ultrasonido.

Las señales que surgen de estructuras próximas al transductor (ecos de retorno prematuros) son amplificadas por un factor menor que aquellas señales de mayores profundidades (ecos de retorno retardados).

El efecto de TGC es comprimir el rango dinámico de los ecos de retrodispersión. La pendiente de la gráfica de la ganancia del amplificador en función del tiempo es TGC, que se puede medir en unidades de dB por segundo. TGC está bajo el control del operador y típicamente tiene un número de valores predeterminados para protocolos de formación de imágenes clínicas estándar.

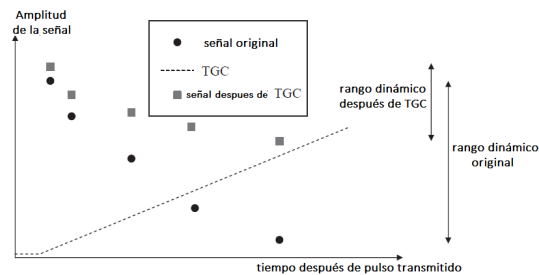


Figura 1.20: **El efecto TGC.** Efectos de la compensación de ganancia de tiempo en la reducción del rango dinámico de las señales recibidas cerca de la superficie del transductor y en el tejido profundo. [2]

1.6. Modos de ecografía

Los Modos de ecografía se refieren a las distintas formas de expresar en el monitor la corriente eléctrica generada en los cristales PZT debido a el choque de los ecos reflejados en la sonda de ultrasonidos.

1.6.1. Modo A

Los ecos que aparecen a lo largo del haz se muestran en forma de crestas en la pantalla, lo que permite medir la distancia entre estructuras conocidas del organismo. Fue el primer método en implementarse a principios de 1950, una vez que se emite el pulso de US y se reciben los ecos, un elemento uni-dimensional exhibe los ecos en función del tiempo (distancia) sobre el eje horizontal, tal como se observa en un osciloscopio, por lo que se limita a medir la profundidad del tejido presentada como un vector. La fuerza relativa del eco es registrada como la amplitud en el eje vertical.

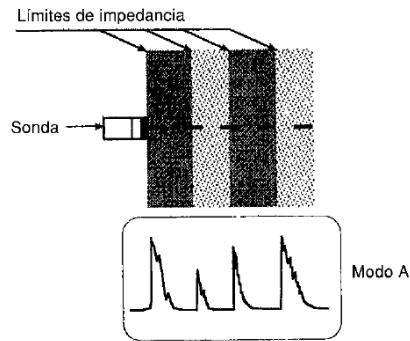


Figura 1.21: Modo A de ultrasonido para presentar las señales [4]

1.6.2. Modo B

El más utilizado en la actualidad, se trata de un escáner modo-A cuya amplitud es traducida en una modulación de brillo y expandida a 2D (a mayor amplitud de onda, mayor brillo en la escala de grises). Las imágenes de modo B se presentan como un mapa bidimensional. Esto permite la caracterización de tejido con diferentes densidades.

Funcionamiento del modo-B: como se sabe, la onda de sonido viaja a través del tejido biológico hasta que impacta en tejido de densidad diferente y un eco es devuelto al transductor. Cuando el eco es devuelto al transductor, se convierte posteriormente en una señal eléctrica, la cual se interpreta como variaciones en brillo de un punto en la imagen. La posición y profundidad de tal punto o pixel en la pantalla esta relacionada con la localización del objeto y es determinada por el tiempo que tarda en reflejarse el eco al transductor.

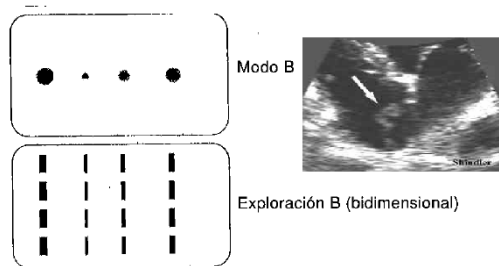


Figura 1.22: Imagen de modo B. [4]

1.6.3. Modo M

Se utiliza con frecuencia en cardiología. En el modo M, el haz va dirigido a una estructura móvil y el sistema presenta la cambiante profundidad de los reflectores como un punto de un determinado nivel de gris. Es una versión especializada del modo-B unidimensional con el tiempo agregado en el segundo eje para permitir el estudio de estructuras móviles y producir imágenes casi instantáneamente.

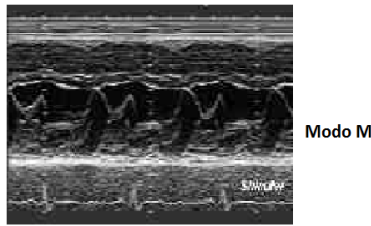


Figura 1.23: Imagen de modo M [5]

1.6.4. Modo D ("Doppler")

El principio básico de la ecografía Doppler radica en la observación de cómo la frecuencia de un haz de ultrasonidos se altera cuando se encuentra con una interfase en movimiento, el ultrasonido reflejado posee la frecuencia aumentada o disminuida dependiendo si el sentido del movimiento se acerca o aleja del transductor. Esta propiedad va a permitir al ecógrafo calcular la velocidad de esa interfase en movimiento.

Las imágenes adquiridas con la técnica de Doppler color expresan la información relacionada con la velocidad y dirección del flujo en un espectro codificado de color. A diferencia de ésta, la técnica de Doppler de poder, expone en color tan sólo la información relacionada con la amplitud de la señal Doppler; además, es mucho más sensible a los flujos lentos.

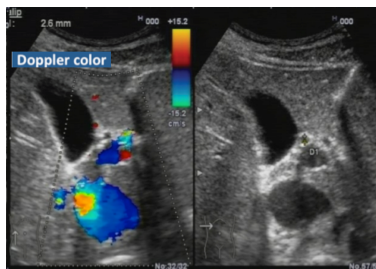


Figura 1.24: Imagen de modo Doppler [7]

1.7. Artefactos de imagen

Un artefacto de imagen es: cualquier característica de la imagen que no corresponde con las estructuras reales en los tejidos, sino más bien a "errores" introducidos por la técnica de imagen o de instrumentación. [2]

La ecografía asume que la emisión del haz de ultrasonido es recto desde el transductor y regresa recto al mismo. Si eso no sucede así, se producen los artefactos de imagen.

Estos degradan la calidad de imagen y reducen su valor de diagnóstico. Por ello es importante conocer los principales tipos de artefactos y las circunstancias que los provocan, para poder identificar si se trata de una representación en pantalla de una

estructura que no existe o que se localiza incorrectamente, y así evitar una interpretación equivocada de la imagen.

Artefactos de sombra

Las sombras acústicas se producen cuando el ultrasonido choca con una interfase muy reflejante (ecogénica) como un metal y se transmite poco o ningún sonido a través del reflector, provocando que todo el haz sea reflejado y por detrás de éste se observe ausencia de señal (sombra). [8]

Las sombras se describen como limpias cuando no hay sonido detrás del reflector, producidas cuando el ultrasonido choca con una superficie rugosa con poco radio de curvatura.

Las sombras son sucias cuando la sombra tiene algunos ecos, se producen cuando un objeto de superficie lisa con un gran radio rebota el sonido hacia atrás y hacia delante del reflector muchas veces (reverberación), entonces, los ecos que se localizan profundos al reflector rellenarán la sombra; están asociadas con la presencia de gas.

La sombra tiende a disminuir o desaparecer al cambiar la posición del transductor.



Figura 1.25: **Artefacto de sombra.** (A) corte longitudinal y (B) transversal de una calcificación con sombra limpia, donde no hay sonido detrás del reflector. Sombra sucia en la imagen (C) , con ecos secundarios a reverberación. [8]

Artefactos de lóbulos laterales o por ángulo crítico

Se presenta cuando se evalúan estructuras con superficies muy curvas, una sombra aparece en los bordes laterales, donde el haz ultrasónico incide con la interfase en un ángulo muy oblicuo; debido a los fenómenos de reflexión y refracción, ninguno de los ecos regresa al transductor, produciendo una sombra anecoica en los segmentos laterales de la estructura curva.[8]

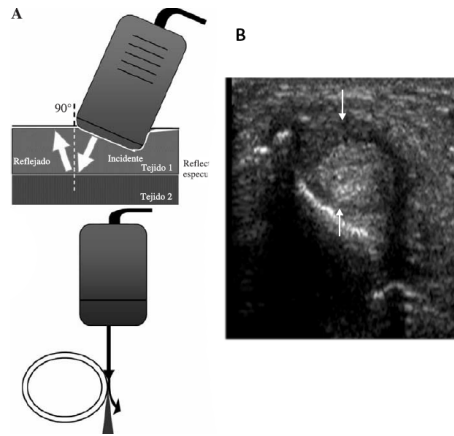


Figura 1.26: **Artefactos de lóbulos laterales.** (A) Mecanismos de producción de artefacto de ángulo crítico y de lóbulos laterales. (B) sombra anecoica en los segmentos laterales de una estructura redondeada. [8]

Artefactos de reforzamiento posterior.

Es un artefacto de realce por aumento de la transmisión, comúnmente observado detrás de las estructuras anecoicas. Debido a que no todos los tejidos atenúan el sonido de la misma manera con la compensación de ganancia de tiempo (TGC) al amplificar los ecos que regresan al transductor de las estructuras profundas, cuando el haz ultrasónico encuentra una estructura que atenúa poco el sonido, más energía ultrasónica llega a estructuras profundas y produce el reforzamiento posterior, dando una falsa impresión de que las estructuras profundas poseen mayor ecogenicidad. [8]

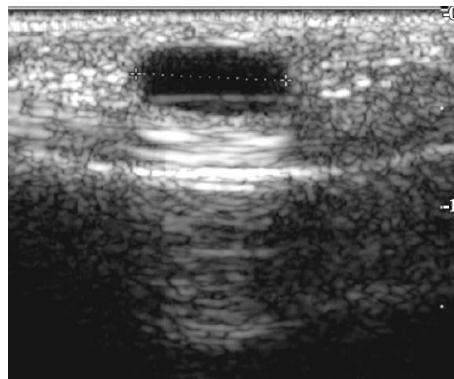


Figura 1.27: **Zona hiperecoica localizada de reforzamiento posterior.** El haz ultrasónico atraviesa una zona con menor densidad, la penetra con mayor energía y resalta las estructuras debajo de esta. [8]

Artefacto en espejo

Se produce cuando el haz de ultrasonidos atraviesa una interfase altamente reflectante (ej: diafragma, pericardio) e incide sobre ella con determinada angulación. Parte de los ultrasonidos se reflejan hacia delante y atrás produciendo como resultado la formación de una imagen fantasma o en espejo, la cual se observa como una estructura más profunda. [7]

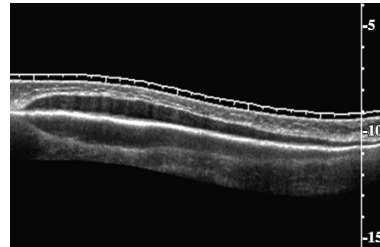


Figura 1.28: Artefacto de espejo. [8]

Artefacto de cola de cometa

Producido por múltiples reverberaciones pequeñas dentro de un fuerte reflector, como un cúmulo de burbujas de aire. Como resultado, los ecos adicionales se ven por debajo del reflector. El metal y el aire resuenan en respuesta al contacto con el haz de ultrasonido, por lo que se produce incremento en la ecogenicidad por debajo del objeto a manera de bandas que cruzan las diferentes interfases entre tejidos, su intensidad va disminuyendo con la distancia del objeto, dando la apariencia de la cola de un cometa. La periodicidad de las bandas es proporcional al grosor del objeto.

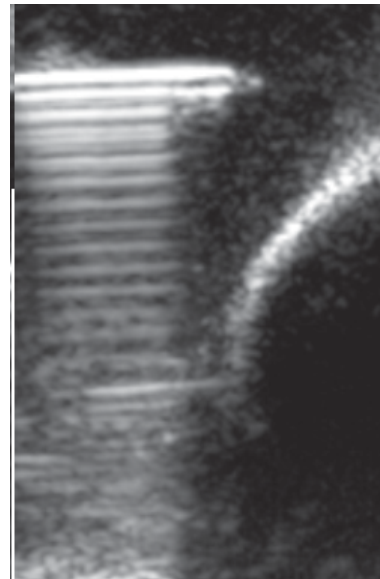


Figura 1.29: Artefacto de cola de cometa. Ecos adicionales se ven por abajo del reflector (aguja). [8]

Artefacto por refracción

Consiste en la producción de imágenes de estructuras reales en localización falsa. Esto se debe a la refracción, que ocurre cuando el haz ultrasónico se desvía en la interfase entre tejidos que transmiten el haz a distintas velocidades. Al no poder controlar la velocidad de sonido en los tejidos, este artefacto se minimiza al mantener el ángulo de incidencia cercano a los 90° .

Artefacto de movimiento

Producido por un movimiento, lo que degrada la imagen ultrasonográfica y la torna borrosa. Para minimizar este artefacto, los equipos poseen una función conocida como *cine-loop*; la cual puede regresar manualmente las imágenes y observar los últimos cuadros antes de que se presentara el artefacto.

Artefacto de anisotropía

No es un artefacto como tal, se debe a la propiedad que tiene un material anisotrópico, el cual presentan diferente ecogenicidad dependiendo del ángulo de incidencia del ultrasonido.

Para minimizar este tipo de artefacto, se recomienda evaluar la zona de interés perpendicular al haz de sonido y en dos posiciones (longitudinal y transversal), esto último para distinguir si realmente se trata del artefacto de anisotropía.

También se recomienda emplear un transductor lineal en lugar de uno curvo para examinar una estructura rectilínea.

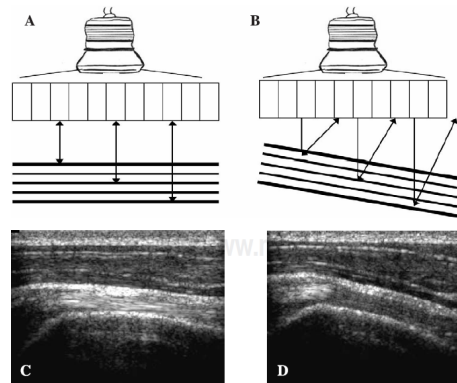


Figura 1.30: **Artefacto de anisotropía.** Imagen (A) Incidencia y se reflexión los ecos en un tendón a un ángulo de 90° ; ultrasonográficamente se observa como un tendón hiperecico en la imagen (C). La anisotropía se evidencia al incidir el eco en un ángulo diferente a los 90° (B), lo que se traduce como una imagen hipocóica (D). [8]

Capítulo 2

Propiedades de interés

Las propiedades de interés en la construcción del maniquí, son aquellas que pueden ser medidas experimentalmente o que son calculables teóricamente, como son: la resolución espacial, el coeficiente señal ruido, etc.

En este capítulo presentamos brevemente las definiciones de algunas de las propiedades a calcular y por qué son de interés.

2.1. Resolución de la imagen

En ultrasonido existe una interrelación constante entre la resolución de la imagen y la profundidad a la que penetran las ondas de ultrasonido.

Profundidad de penetración en tejido: Conociendo el tiempo de recorrido de la onda de ultrasonido se puede calcular la profundidad del tejido refractante usando la constante de 1,540 m/s como la velocidad del sonido.

La resolución depende de dos características de la agudeza visual: el detalle y el contraste.

Aspectos a tener en cuenta en		1. Resolución espacial.
La resolución de la imagen:		2. Resolución de contraste.

Resolución espacial

se clasifica en: $\begin{cases} \perp & \text{Resolución axial.} \\ \parallel & \text{Resolución lateral.} \end{cases}$

En las imágenes de ultrasonido la resolución espacial es anisotrópica, existen dos direcciones con resoluciones distintas (ver Figura 2.1).

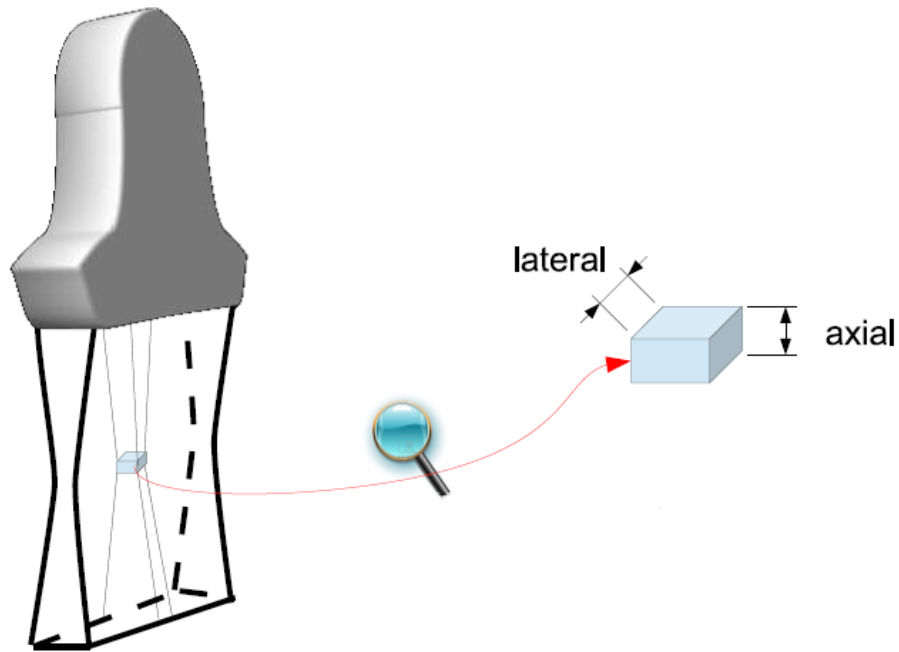


Figura 2.1: Direcciones con resoluciones distintas: axial, lateral. [9]

A continuación se describen cada una de ellas:

Resolución espacial axial: se refiere a la distancia más cercana, que dos señales reflejadas desde diferentes límites de tejidos a lo largo de la dirección del pulso de ultrasonidos, son distinguibles (es decir, no se superponen como dos estructuras separadas en lugar de una "combinada"). La resolución axial viene dado por:

$$\text{Resolucion axial} = \frac{1}{2}p_d c \quad (2.1)$$

Donde p_d es la duración del pulso (en segundos). El valor de la resolución axial es entonces la mitad de la longitud del pulso de ultrasonido.

Cuanto mayor es el grado de amortiguación del transductor, o mayor la frecuencia de funcionamiento, más corto es el pulso y mejor será la resolución axial. Los valores típicos de resolución axial son 1.5 mm a una frecuencia de 1 MHz, y 0.3 mm a 5 MHz. Sin embargo, la atenuación del haz de ultrasonido incrementa a altas frecuencias, por lo que hay una compensación entre la profundidad de penetración y la resolución espacial axial. Por eso transductores de ultrasonido de alta frecuencia (ejemplo de 10 MHz) pueden producir alta resolución espacial, pero sólo pueden usarse cerca de la superficie (como la piel o tendones superficiales).

La resolución axial se puede determinar mediante la identificación de dos filamentos más cercanos en un conjunto de objetivos de resolución axiales que pueden ser claramente identificados como objetos separados en la imagen. Se dice que los objetos están separado cuando existe una línea oscura entre ellos. Ver figura 2.2

CAPÍTULO 2 Propiedades de interés
2.1. RESOLUCIÓN DE LA IMAGEN

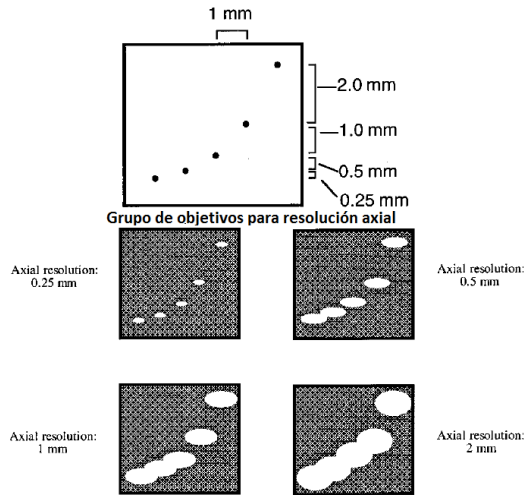


Figura 2.2: Grupo de objetivos para resolución axial. (Arriba) Espaciamiento de los filamentos en el grupo de objetivo de resolución axial de un fantoma. (Parte inferior) Ejemplos de la aparición de objetivos de filamento a diferentes niveles de resolución. [11]

La resolución lineal o lateral: determina qué tan lejos se ven dos cuerpos reflejados, cuando están localizados uno al lado del otro, y debe ser tal que se pueden discriminar como puntos separados.

Este tipo de resolución depende del diseño del transductor y se puede modificar ajustando la anchura del pulso en la zona focal (foco). La resolución lateral esta dada por ec. 2.2, donde D es el diámetro del transductor, F la distancia focal o punto focal y λ la longitud de onda de ultrasonido.

$$\text{Resolucion lateral} = \frac{\lambda F}{D} \quad (2.2)$$

Para un solo elemento del transductor, cuanto mayor es el grado de enfoque, mejor es la resolución espacial en el punto focal, pero a costa de una reducción en profundidad de foco. También cuanto mayor sea la frecuencia, mejor es la resolución lateral tanto para transductores de arreglo de fase y elemento único. En general una mejor resolución lateral se acompaña de una menor profundidad de foco, y una mayor profundidad es acompañada de una mala resolución lateral.

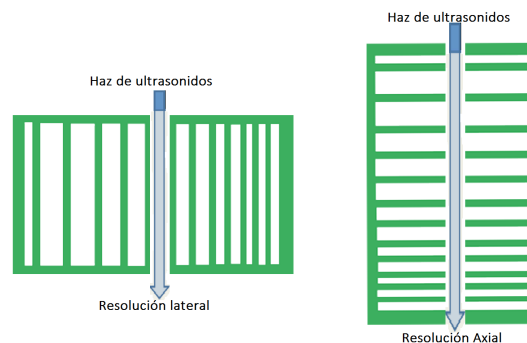


Figura 2.3: Resolución lateral y axial.

Finalmente, debe observarse que los transductores con amplio ancho de banda suministran: bajas frecuencias para una mayor penetración, y altas frecuencias para una mejor resolución espacial.

En general, la resolución axial y lateral deberían ser:

	Profundidad (cm)	Frecuencia del transductor (MHz)	Espacio entre objetos más próximos diferenciables (mm)
Resolución lateral	> 10	< 3,5	≤ 4
	< 10	$3,5 \leq f < 5$	< 3
	< 10	≥ 5	< 1,5
Resolución axial	-	> 4	≤ 1
	-	< 4	≤ 2

Tabla 2.1: Tolerancias para la resolución lateral y axial en función de la profundidad y de la frecuencia del transductor. [13]

2.2. Ecogenicidad y frecuencia

La ecogenicidad se refiere a la intensidad del brillo de una imagen ecográfica, relacionada con la capacidad de reflejar las ondas de ultrasonido. La ecogenicidad de los tejidos puede variar con la frecuencia del transductor y en la apariencia general también influye la ecogenicidad de los tejidos adyacentes. [8]

Las imágenes en escala de grises están producidas por la visualización de los ecos regresando al transductor como elementos fotográficos (píxeles) variando en brillo en proporción a la amplitud del eco reflejado (a mayor amplitud, mayor brillo y viceversa). En general la **amplitud** de la onda acústica de retorno determina la gama o tonalidad de gris que deberá asignarse. Los ecos muy débiles dan una sombra cercana al negro dentro de la escala de grises, mientras que ecos potentes dan una sombra cercana al blanco.

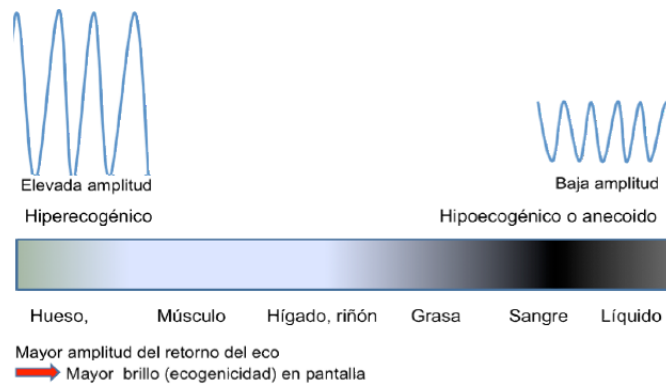


Figura 2.4: Relación entre la amplitud del eco reflejado y el brillo en escala de grises. [7]

Las estructuras corporales están formadas por distintos tejidos, lo que da lugar a múltiples interfaces que originan, en imagen digital, la escala de grises.

Tabla 2.2: Clasificación de estructuras.

Hiperecoicas:	brillantes, su espectro va del blanco al gris claro.	Aquellas estructuras que en sus diferentes interfaces reflejan más los ultrasonidos, ej. tendones.
Hipoecoicas:	espectro gris oscuro a negro.	Aquellas estructuras que en sus diferentes interfaces las propagan menos y producen una menor reflectividad, ej. músculo.
Anecoica:	imagen negra.	Aquella estructura que no refleja el haz ultrasónico (desprovisto de ecos), como es el caso de algunos líquidos orgánicos, ej. contenido de los quistes sinoviales.

El elemento orgánico que mejor transmite los ultrasonidos es el agua, por lo que ésta produce una imagen ultrasonográfica anecoica (negra). En general, los tejidos muy celulares son hipoeoicos, dado su alto contenido de agua, mientras que los tejidos fibrosos son hiperecoicos, debido al mayor número de interfaces presentes en ellos.

Una estructura puede aparecer

Hipoecoica cuando se encuentra rodeada por tejidos hiperecoicos.

Relativamente ecogénica cuando se encuentra rodeada por tejidos hipoeoicos.

2.3. Coeficiente señal-ruido (SNR)

El ruido puede ser considerado como una señal aleatoria superpuesta a la señal real. Como es aleatorio, el valor medio es cero, lo que no indica el nivel de ruido, por lo que convencionalmente la **desviación estándar del ruido** σ es la medida cuantitativa de este parámetro.

Es importante que en el diseño de la instrumentación de imágenes médicas, la señal registrada sea tan grande como sea posible, a fin de obtener la mejor relación señal-ruido (SNR).

A medida que el nivel de ruido aumenta (σ), el contenido de la información y la utilidad de diagnóstico de la imagen se reducen significativamente, lo que afecta la calidad de la imagen. A continuación se describen a detalle los factores que afectan el SNR para imagen de ultrasonido.

- *La intensidad del pulso de ultrasonido transmitido por el transductor; si el pulso es más intenso, mayor será la amplitud de las señales detectadas. La intensidad del pulso de ultrasonidos está limitada por pautas de la FDA sobre la cantidad de energía que es seguro de usar durante una exploración.*
- *La frecuencia de funcionamiento del transductor; cuanto mayor es la frecuencia, mayor será la atenuación del tejido, y por lo tanto menor es la señal a grandes profundidades dentro del cuerpo.*
- *El tipo de enfoque utilizado; cuanto mayor sea la energía por unidad de área de la onda de ultrasonidos y mayor la señal en un punto determinado, más fuerte será el enfoque. Sin embargo, fuera de la profundidad de foco, la energía por unidad de área es muy bajo, como es el SNR de la imagen.*

Hay dos principales fuentes de ruido en imágenes de ultrasonido. El primero, moteado, da un aspecto granular a lo que debería aparecer como una zona homogénea. La segunda contribución, denominada 'desorden', corresponde a las señales que surgen de lóbulos laterales, lóbulos de rejilla, y el movimiento de los tejidos. La técnica de imagen armónica puede reducir el desorden.

2.4. Coeficiente contraste-ruido (CNR)

Existen varias definiciones del contraste de la imagen, la más común es:

$$C_{AB} = |S_A - S_B| \quad (2.3)$$

Donde C_{AB} es el contraste entre el tejido A y B, y S_A y S_B son las señales respectivas de estos tejidos. El CNR (coeficiente contraste-ruido) entre los tejidos A y B se define en términos de las respectivas relaciones SNR de los dos tejidos:

$$CNR_{AB} = \frac{C_{AB}}{\sigma_N} = \frac{|S_A - S_B|}{\sigma_N} = |SNR_A - SNR_B| \quad (2.4)$$

Donde σ_N es la desviación estándar del ruido. Un alto CNR en una imagen es suficiente para ser capaz de distinguir entre diferentes tejidos, en particular entre el tejido sano y patológico, haciéndolo útil para el diagnóstico, incluso si tiene un SNR bajo.

Además de el contraste intrínseco entre los tejidos particulares, el CNR depende claramente tanto en el SNR de la imagen y la resolución espacial. La ecuación (2.4) muestran que un SNR reducido también reduce el CNR.

En general los factores que afectan al SNR también contribuyen al CNR de imagen. Las fuentes de ruido, tales como el desorden y moteado reducen el CNR de imagen, especialmente para las pequeñas patologías dentro del tejido.

Capítulo 3

Estado de Arte de los maniqués

3.1. Definición

Phantom , Fantoma o Maniquí para imagen de ultrasonido; como se referencia en la presente tesis, hace alusión a un modelo físico que por sus propiedades acústicas simula la ecogenicidad y propiedades físicas del tejido. Tuvieron sus orígenes en el entrenamiento del diagnóstico radiológico y más tarde se trasladaron al campo de la ultrasonografía.

3.2. Objetivos del maniquí

Simular el comportamiento del tejido biológico; como lo es la velocidad de sonido, la presión acústica y atenuación. Se especifican mayormente para efectuar el calibrado y pruebas de control de calidad y para comprobar de forma cualitativa la calidad de la imagen obtenida por los equipos de ultrasonidos. No obstante, con frecuencia es deseable tener la capacidad de adaptar las propiedades acústicas y configuraciones del maniquí para aplicaciones específicas.

El medio material que los compone está enfocado en lograr la transmisión y reflexión de las ondas ultrasonicas, y en permitir la distinción de las diferentes impedancias acústicas que pudiese contener. Esto es importante en el entrenamiento del diagnóstico e interpretación de la imagen ecográfica.

3.3. Materiales

Regularmente poseen forma de bloque y se hallan conformados por una amplia variedad de materiales, entre sólidos y elásticos; los más utilizados son: policrilamida, agar, geles, espuma de poliuretano, resina epoxi, inclusive aceite vegetal y elementos comestibles.

Para conferir realismo y provocar ecogenicidades y geometrías variadas, en su interior, la mayoría disponen de diversos objetos de prueba, con características similares a los del organismo. Dichos objetos de prueba con posiciones, dimensiones y características de atenuación conocidas son necesarios para la determinación de los parámetros básicos de la imagen, como son:

Patrón de resolución de campo próximo. Para este caso los objetos de prueba están formados por varillas de nylon paralelas y equidistantes entre sí, tanto horizontal como verticalmente, y a determinadas profundidades con respecto al borde superior de la superficie de barrido.

Patrón vertical. Este permite evaluar los siguientes parámetros: *profundidad de penetración*, calibración de la *distancia vertical* y *zona focal* del sistema de imagen.

Patrón horizontal. Los objetos de prueba están formados por un conjunto de varillas de nylon paralelas, equidistantes entre sí y situadas en un plano horizontal del maniqué a una profundidad media.

Patrón de resolución axial. Los objetos de prueba están formados por un conjunto de pares de varillas paralelas con igual separación entre sus centros en sentido vertical; la distancia vertical entre los centros de cada par aumenta de forma ascendente.

Patrón de resolución lateral. Los objetos de prueba están formados por uno o varios grupos de varillas situadas a unas determinadas profundidades; cada grupo está constituido por un conjunto de varillas paralelas situadas horizontalmente, la separación entre sus centros aumenta de forma ascendente.

Patrón de masas quísticas. Los objetos de prueba están formados por una fila diagonal de cilindros que tienen una dispersión menor que el material de fondo; los diámetros y las profundidades de los cilindros son variables. Permite probar la capacidad del ecógrafo de obtener imágenes de quistes de distintos tamaños y a distinta profundidad.

Patrón de masas sólidas. Formado por una fila diagonal de cilindros que tienen una dispersión mayor que el material del fondo; los diámetros y las profundidades de los cilindros son variables. Permite probar la capacidad del ecógrafo de obtener imágenes de tumores sólidos de distintos tamaños y a distinta profundidad.

Además de los mencionados anteriormente, también se utilizan como objetos de pruebas: vísceras, dedos de guantes quirúrgicos rellenos de líquidos o aire, tubos plásticos, e incluso comestibles como trozos de frutas, legumbres y vegetales.

Fundamentalmente deben ser objetos que no varíen, uno de los problemas presentados es que existe la posibilidad de que se deshidraten con el tiempo. Lo que produciría variaciones en la velocidad de propagación del sonido y en el coeficiente de atenuación, así como en la forma y posición de los objetos de prueba, por lo que la imagen obtenida podría estar distorsionada y no coincidir con la imagen de referencia.

3.4. Maniqués comerciales

Desde hace varios años la tecnología moderna permite la fabricación de modelos anatómicos que simulan con gran precisión las características anatómicas del organismo, sus patologías y en algunos casos sus propiedades físicas. En la actualidad existe una gran oferta en el mercado internacional, con diversas marcas y modelos de diversos costos y con tecnologías de mayor o menor complejidad. Entre los principales fabricantes se encuentran BC-Biomedical, CIRS-Tissue Simulation and Phantom Technology (con sede en Norfolk, Virginia, E.U.A.) y Fluke Biomedical; quien absorbió sus principales competidores en el

mercado como lo eran Metron, DNI Nevada y otros fabricantes menores.

A continuación describimos una serie de modelos de fantoma que los autores consideramos son más representativos.

Phantom RMI 403 LE

Phantom Marca Gammex (distribuido por BC Biomedical) para la calibración de ecógrafos, según lo especificado en la norma IEC 60601-2-37 [24]. Tiene un costo aproximado de \$ 3,365.00 dolares.

El equipo permite calibrar los ecógrafos para una resolución axial y lateral con una profundidad de 3, 8 y 14 cm. Utiliza cuerpos sono-opacos de 2, 4 y 6 mm de diámetro para calibrar la escala de grises en magnitudes que van desde -6db hasta +6db (Figura 3.1).

Para todas las calibraciones se trabaja con una atenuación ultrasónica conocida de 0.5 o 0.7 dB/cm/MHz, teniendo como fin de evaluar la potencia del transductor, partiendo desde una atenuación conocida. Posee una velocidad de ultrasonido calibrada de $1,540\text{m}\pm 10\text{m /seg}$.

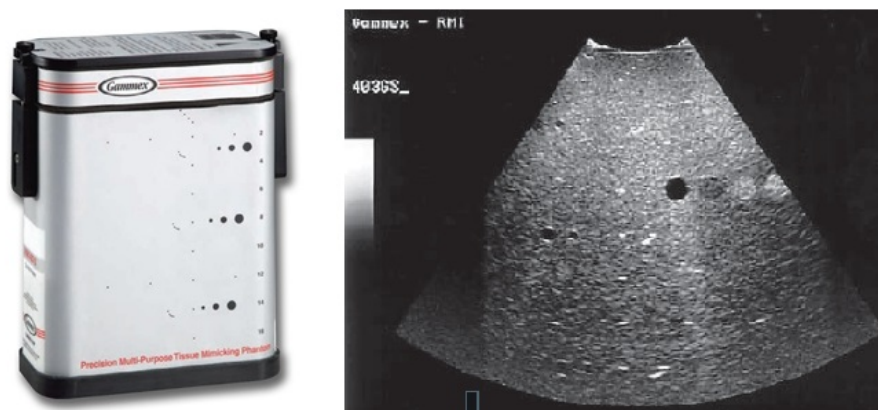


Figura 3.1: **Maniquí multiusos Modelo 403-LE.** A la derecha una imagen de ultrasonido que muestra un sector de exploración de las estructuras y objetivos de prueba dentro del fantoma. [18]

Maniquí de ultrasonido para evaluación 2D y 3D

El Conjunto de Modelo 0555 (distribuido por CIRS-Tissue Simulation and Phantom Tecnology) se compone de dos fantomas, el fantoma de calibración de ultrasonido CIRS Modelo 055 3D y el 055A 3D con alambres como objetos de prueba, tal como se describe en la publicación AIUM [23] "Métodos estándar para la calibración de capacidades de medición espacial de 2 dimensiones y 3 dimensiones del sistemas de imagen de pulso de eco de ultrasonido". Estos 2 fantomas fueron diseñados para evaluar las mediciones realizadas a los sistemas de ultrasonido, utilizan nuevos algoritmos de codificación espacial. Esto es especialmente importante para los sistemas de 3-D y 4-D de ultrasonidos actualmente en el mercado.

CAPÍTULO 3 Estado de Arte de los maniqués

3.4. MANIQUÉS COMERCIALES

Ambos fantasmas son fabricados a partir de un polímero a base de agua desarrollado por CIRS llamados Zerdine®, y son alojados en recipientes ABS resistentes que minimizan la desecación. El fondo está calibrado para imitar las características del tejido hepático humano. A diferencia de otros materiales de fantasmas, Zerdine no se daña con los cambios de temperatura.

El Modelo 055 de calibración de Ultrasonido 3D, es un fantoma con objetivo de prueba volumétrico, contiene un pequeño huevo y un huevo grande. Dependiendo del lado que se escanea, los objetos de prueba se encuentran a distancias que van de 2 a 6 cm de la superficie de exploración.

El modelo 055A 3D es un fantoma con objetivo de prueba de alambre. En modo 2D, los hilos se pueden utilizar para rastrear formas elípticas o rectangulares imaginarias, mientras que en modo 3D, los mismos objetivos de alambre pueden trazar varillas elípticas y / o rectangulares. Estos se utilizan para medir perímetros, volúmenes y áreas de superficie. El fantoma también se puede utilizar para determinar la uniformidad de imagen y la profundidad de penetración.

Los fantasmas vienen con una copia de la publicación AIUM [23] como una guía de usuario e instrucciones de manejo.

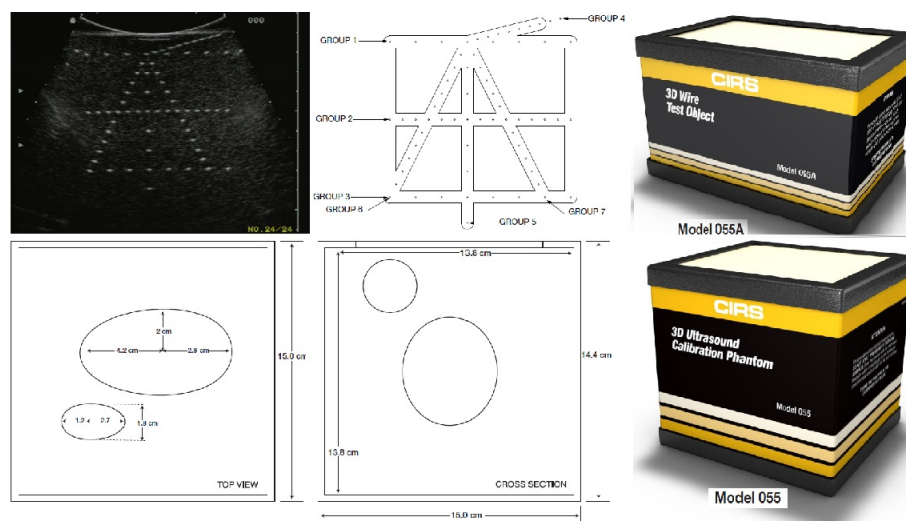


Figura 3.2: Maniqués de ultrasonido para evaluación 2D y 3D. [19]

Maniquí para entrenamiento de ultrasonido fetal (Modelo 065)

El fantoma de ultrasonido Fetal Modelo CIRS 065-20 y 065-36 proporciona la equivalencia de tejido y anatomía apropiada para la exploración de superficies ultrasonicas de morfología fetal, lo que permite el entrenamiento y la optimización de las técnicas de adquisición a mano alzada, y evaluar los sistemas de ultrasonido 3D manuales y automáticos. Estos fantasmas son de bajo costo, herramienta de formación duradera y ofrecen un entorno de usuario libre de estrés.

Tanto el modelo fetal y el no-ecoico “líquido amniótico“ están suspendidos y cubiertos de un tejido equivalente, gel elastomérico que no fluye. Los fantasmas realistas imitan el tamaño del feto a dos edades gestacionales: 20 semanas (Modelo 065-20) y 36 semanas (Modelo 065-36).



Figura 3.3: **Modelo 065** de Maniquí para entrenamiento de ultrasonido fetal. [20]

Equipo de fantoma para la formación de acceso vascular (Modelo 072)

El Kit de fantoma de formación de Acceso Vascular CIRS Modelo 072 está diseñado para proporcionar un medio de entrenamiento realista para la inserción de la aguja. El fantoma está hecho de un compuesto elastomérico durable, imita la sensación y la resistencia a la punción táctil de los tejidos blandos. Este material tiene propiedades acústicas realistas que permiten imágenes de los vasos simulados bajo ultrasonidos. El fantoma incluye un vaso bifurcado y dos vasos consecutivos en una variedad de profundidades y diámetros para simular una serie de desafíos que se encuentran a menudo en el entorno clínico. Se puede acceder a los vasos desde las superficies superior e inferior y pueden ser repuestos con facilidad usando una jeringa. El fantoma no requiere un manejo especial. El kit también incluye accesorios.

Beneficios:

- Enseñar a través de la palpación el reconocimiento de venas.
- Enseñar técnicas de ecografía.
- Desarrollar la coordinación mano-ojo en un ambiente no estresante.
- Demostrar y practicar diferentes técnicas de inserción.

-Experimentar con nuevos procedimientos y evaluar nuevos dispositivos.

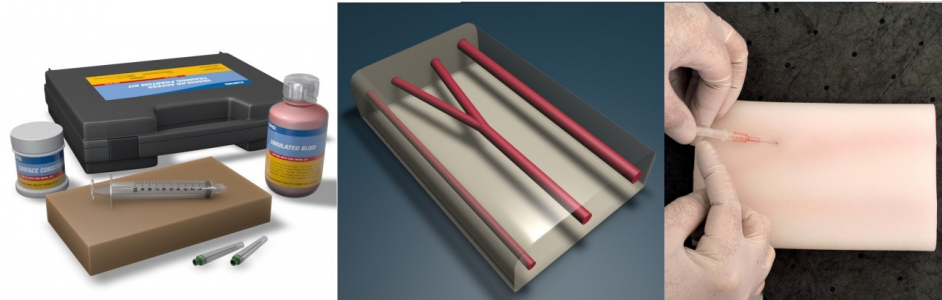


Figura 3.4: Kit de fantoma para la formación de acceso vascular Modelo 072. [21]

Fantoma de Biopsia Abdominal Guiada por Imagen (Modelo 071A)

El Modelo 071A (distribuido y fabricado por CIRS), es un fantoma de biopsia abdominal guiada por imagen, adecuado para la demostración de navegación de la aguja en una biopsia guiada por imagen o en procedimiento que requiere una referencia visual constante para la colocación de la aguja. Se construye de una formulación de autocuración llamado Zerdine, que permite múltiples inserciones de biopsia con seguimiento mínimo de aguja.

El fantoma contiene 11 lesiones (objetivos de prueba) colocados al azar, con tamaños que van desde 8 a 12 mm. También incluye la columna simulada, las costillas y una lesión 25 mm cerca de las vértebras. Las lesiones y la columna vertebral son visibles en la ecografía, TAC y RMN. El gel de polímero sólido del fondo es anecoico y no se escapa cuando es pinchado. El fantoma incluye un estuche de transporte duro forrado de espuma.

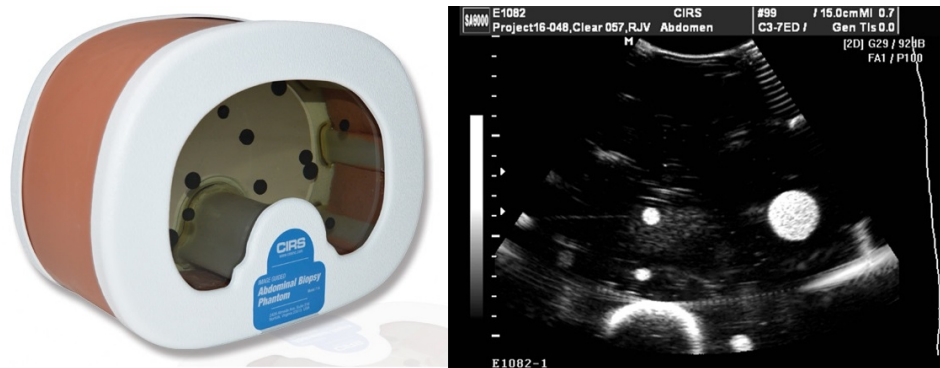


Figura 3.5: Fantoma de Biopsia Abdominal Guiada por Imagen. [22]

Capítulo 4

Creación de maniquí

Antecedentes y Objetivos

Los maniqués o simuladores acústicos disponibles en el mercado resultan costosos para la enseñanza, por lo que no se encuentran al alcance de todos los interesados, además de que tras sucesivas prácticas sufren deterioros, por lo cual terminan siendo descartados. Es por ello que se propone usar maniqués a base de gelatina para hacer mediciones y pruebas de calidad relativas, teniendo como objetivo principal: evaluar las propiedades acústicas y la factibilidad de su construcción y uso. Basado en los maniqués comerciales existentes, se sabe que hay ciertas especificaciones técnicas para la construcción de este maniqué, aunque básicamente estará constituido de un medio creado con agua, glicerina, glicerina o laxante; los cuales se consiguen en supermercados.

Los modelos de maniqué propuestos, deben ser capaces de reproducir la textura y resistencia del tejido blando, permitir la penetración del ultrasonido, facilitar la identificación y localización de los objetos de prueba a una cierta profundidad en su interior, y tener correspondencia aproximada con las impedancias acústicas simuladas. Hay que considerar que también podrían ser utilizados como herramienta educativa para enseñar, entrenar e incrementar las habilidades del operador del equipo en maniobras como la punción guiada por ultrasonido. Los daños ocasionados por la inserción de la aguja deben ser fácilmente reparables, así como inhibir el movimiento lateral de esta.

En este capítulo presentamos brevemente el proceso experimental que se llevo a cabo para la elaboración de los diferentes modelos de maniqués o simuladores acústicos propuestos para ultrasonido, de bajo coste, planteados con la finalidad de obtener una alternativa útil y económica para el entrenamiento y aplicación de pruebas de control de calidad en ultrasonidos.

Especificaciones

Se decidió optar por una composición en gran medida a base de agua; aunque existe la posibilidad de que se deshidrate con el tiempo, el agua es el elemento orgánico que mejor transmite los ultrasonidos, por lo que ésta produce una imagen anecoica, ideal

para contrastar los objetos de prueba dentro del maniquí.

Se construyeron 3 modelos de maniqués, cada simulador comprendido de una mezcla a base de gelatina. Conteniendo como objetos de prueba, unas pequeñas rejillas de plástico y un par de mangueras que debían ser punzadas para extraer agua de su interior y una uva (como simulador acústico de un quiste). Esto con el objetivo de evaluar la factibilidad de construcción de cada modelo al ver si reunían las condiciones acústicas y de ecogenicidad necesarias. A continuación se muestran esquemáticamente las estructuras incluidas en los diferentes modelos de maniqués elaborados:

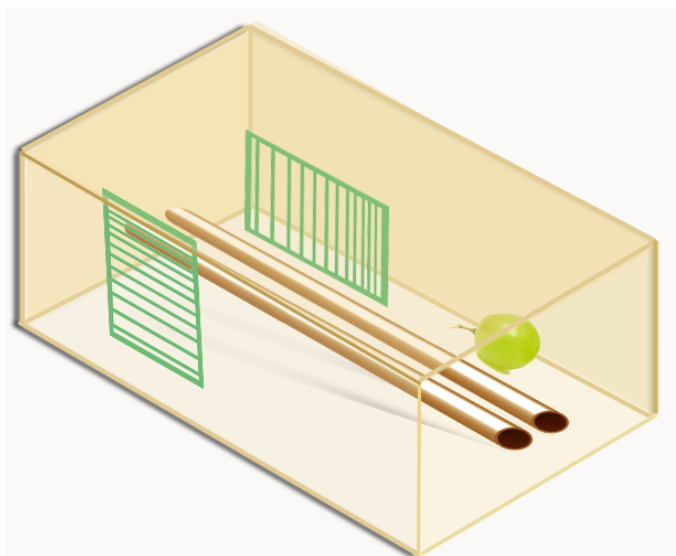


Figura 4.1: Plano esquemático de la ubicación de las estructura (objetos de prueba).

Como se puede observar, se han incluido un par de rejillas con dimensiones prácticamente iguales, las cuales han sido diseñadas en la aplicación de modelado 3D *Blender*. Las rejillas están formadas por doce pequeñas barras de plástico dispuestas en paralelo, con un grosor de aproximadamente 2mm y un incremento de 0.5 mm en su distancia de separación. Estas barras están contenidas en un marco de 3 mm de grosor, con un ancho y alto de 65 mm x 45 mm respectivamente. El objetivo de estas rejillas es facilitar la medición, determinación y comprobación de la resolución espacial. Debido a la configuración del haz ultrasonido (las estructuras más pequeñas podrían no verse en el campo cercano), se decidió ubicar estos objetos de prueba a una distancia media dentro del maniquí.

CAPÍTULO 4 Creación de maniquí

4.1. MÉTODOS Y PREPARACIÓN DE MANIQUÉS

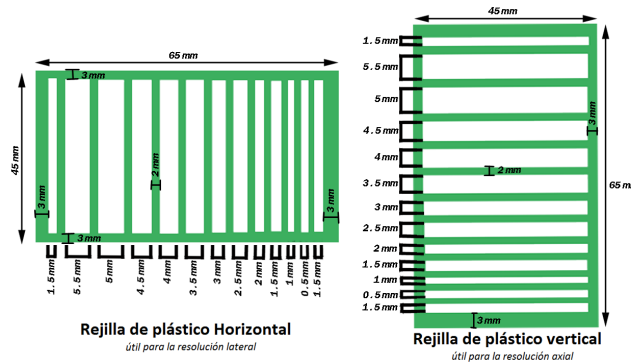


Figura 4.2: Diagrama de las dimensiones de la rejilla

Además de las rejillas, al centro del maniquí, se han colocado un par de mangueras, útiles para la comprobación del modo Doppler y auxiliares en el cálculo del coeficiente señal ruido SNR y el coeficiente contraste ruido CNR.

En principio, se espera que la variedad de objetivos u objetos de prueba seleccionados, no produzcan artefactos de reverberación para las frecuencias del transductor de ultrasonido empleadas.

4.1. Métodos y preparación de maniqués



Figura 4.3: Materiales

CAPÍTULO 4 Creación de maniquí
4.1. MÉTODOS Y PREPARACIÓN DE MANIQUÍES

Tabla 4.1: Materiales usados.

MATERIAL	Modelo A	Modelo B	Modelo C
Grenetina comestible sin sabor (DUCHE).	✓	✓	✓
Glicerina como conservante (CEDROSA).	✓	✓	✗
Fibra Laxante como conservante (METAMUCIL).	✗	✗	✓
Vaso graduado para medir.	✓	✓	✓
Cucharas medidoras.	✓	✓	✓
Bascula o balanza con precisión de 0.1 gr.	✓	✓	✓
Agua caliente y fría.	✓	✓	✓
Aceite lubricante o de cocina (capullo).	✓	✓	✓
Recipiente de plástico para microondas.	✓	✓	✓
Recipiente para mezclar.	✓	✓	✓
Batidora de mano.	✓	✓	✓
Colador pequeño de orificios grandes.	✓	✓	✓

Es importante mencionar que el recipiente utilizado como molde para el maniquí que a continuación se describe, será el mismo para los 3 diferentes modelos: Se eligió un recipiente transparente de plástico para microondas, con una capacidad de volumen para 2900 ml y de forma similar a un tronco de pirámide; el cual tiene las siguientes dimensiones: base menor aproximadamente de (12.5 cm x 18.8 cm), base mayor de (13.3 cm x 20 cm) y con una altura aprox. de (12.28 cm). Ver Figura 4.4.

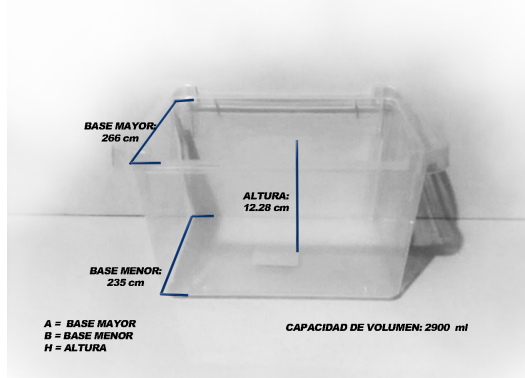


Figura 4.4: Recipiente de plástico con medidas. Se ocupa para contener las mezclas de los diferentes modelos elaborados.

Para introducir las mangueras, a dos lados opuestos del recipiente se realizaron 2 orificios con un diámetro de 5 mm y una separación de 2 cm, para después extraerlas del maniquí y en su lugar introducir agua y sellar ambos lados (ver Figura 4.5) esto con el objeto de realizar mediciones Doppler.

CAPÍTULO 4 Creación de maniquí

4.1. MÉTODOS Y PREPARACIÓN DE MANIQUÍES



Figura 4.5: Recipiente de plástico con orificios en ambos lados y mangueras incrustadas.

Además de las mangueras, otras estructuras ecogénicas incluidas son 2 rejillas de plástico, destinadas para medir la resolución espacial. Para reutilizarlas en los siguientes modelos, se procedió a realizar un arreglo sencillo para lograr incluirlas dentro de la mezcla (ver Figura 4.6) sin tener que pegar las rejillas al recipiente.

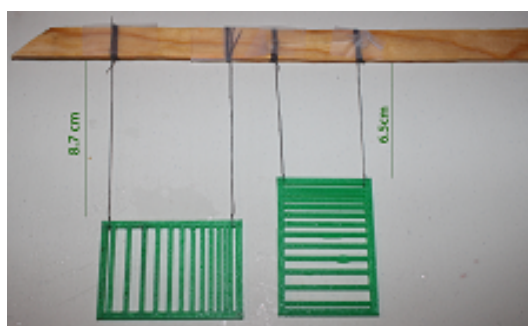


Figura 4.6: Arreglo de rejillas colgadas en una tira de madera.

Después de consultar información sobre la fabricación artesanal de maniquíes de ultrasonido y añadiendo en conjunto las instrucciones del sobre de grenetina para su preparación e hidratación, se optó trabajar con las siguientes cantidades del material principal: Para el caso de la mezcla del modelo A y B, se uso una solución concentrada de grenetina sin sabor, agua y glicerina; para el caso del modelo C, una solución concentrada de grenetina sin sabor, agua y laxante metamucil.

La glicerina y el metamucil hacen la acción de actuar como conservante, es decir, un preservativo contra la invasión bacteriana.

Tabla 4.2: Cantidades usadas.

Modelo	Agua caliente	Grenetina	Glicerina	Metamucil
A	2900 ml	360 gr	120 ml	-
B	2900 ml	320 gr	100 ml	-
C	2900 ml	320 gr	-	58.95 gr

Representando las cantidades anteriores entre la **Grenetina-Agua** y el **Metamucil-**

CAPÍTULO 4 Creación de maniquí
4.1. MÉTODOS Y PREPARACIÓN DE MANIQUÍES

Agua en relación a su densidad dentro de la mezcla (ejemplo para el modelo **C**), se pueden ver como:

Relación Grenetina-Agua

$$Densidad = \frac{masa}{volumen} = \frac{320 \text{ gr de Grenetina}}{2900 \text{ ml de Agua}} = 0,11\text{gr/ml} \quad (4.1)$$

Lo que nos dice que por cada ml de agua caliente, hay 0,118 gr de grenetina en la mezcla

Relación Metamucil-Agua

$$Densidad = \frac{masa}{volumen} = \frac{58,95 \text{ gr de Metamucil}}{2900 \text{ ml de Agua}} = 0,02\text{gr/ml} \quad (4.2)$$

y por cada ml de agua caliente en la mezcla, hay 0.022 gr de metamucil. Cabe mencionar que con estas relaciones, para obtener una mayor o menor cantidad de mezcla solo será necesario hacer la conversión correspondiente de las proporciones mediante una simple regla de tres.

Proceso de hidratación

Debido a la cantidad de grenetina usada en cada modelo, para hidratarla se necesito tomar 1400 ml de agua fría del total de agua destinada (2900 ml). Esto con la finalidad de evitar grumos o exceso de espuma y burbujas de aire al mezclar con el agua caliente (1500 ml), que podrían producir artefactos en las imágenes de ultrasonido. Para hidratar la grenetina se procedió mezclando aproximadamente 30 gr de grenetina por cada 100 ml de agua fría en un recipiente, procurando disolver bien los grumos que pudiesen quedar. Se dejo reposar por 5 minutos aproximadamente.



Figura 4.7: Se muestra la grenetina después del proceso de hidratación.

En la figura (4.7) se puede observar que después del proceso de hidratación la grenetina quedo en una forma pastosa, por lo que antes de mezclarla con el agua caliente, se introdujo al microondas por 3 minutos, moviendo la mezcla entre cada minuto para derretirla homogéneamente.

CAPÍTULO 4 Creación de maniquí
4.1. MÉTODOS Y PREPARACIÓN DE MANIQUÍES



Figura 4.8: Mezcla correspondiente al modelo 1A.

El resto del agua destinada para cada mezcla (1500 ml) se calentó hasta llegar a su punto de ebullición, y usando las cantidades destinadas (Ver tabla 4.1) para cada modelo de maniquí (A, B y C) , en un recipiente grande para mezclar se añadió poco a poco la grenetina hidratada líquida a el agua caliente, y luego el conservante (glicerina para el modelo A y B, metamucil para el modelo C) (ver figura 4.8).

Después de disolver agitando vigorosamente con la batidora de mano durante aproximadamente 5 minutos hasta integrar la mezcla, se dejó reposar durante unos 30 minutos para posteriormente retirar con el colador las burbujas de aire y espuma que se formaron en la superficie al batir la mezcla.

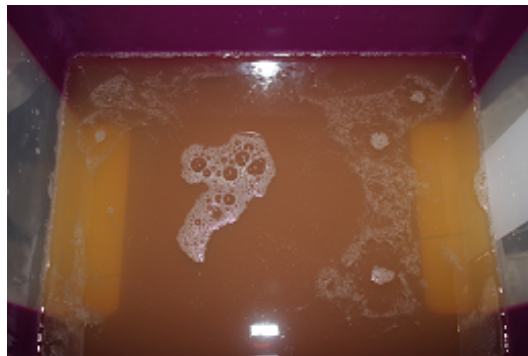


Figura 4.9: Se muestra la mezcla sin espuma.

Hecho esto, para facilitar la extracción de la mezcla sólida, se roció con aceite de cocina al recipiente de plástico destinado como molde, y se vertió el contenido de la mezcla.



Figura 4.10: Recipiente de plástico con la mezcla del modelo A y con las estructuras ecogénicas en su interior.

CAPÍTULO 4 Creación de maniquí

4.1. MÉTODOS Y PREPARACIÓN DE MANIQUÍES

La preparación se dejó en reposo dentro de la nevera, se enfrió y formó un gel, lo cual demoró aproximadamente 3 horas. Se obtuvo como resultado un bloque de gelatina en donde quedaron impresas las estructuras ecogénicas que funcionaron de objetivos de prueba y simuladores acústicos. (ver Figura 4.10).

Una vez dura la gelatina, se extrajo del recipiente de plástico, pero primero se extrajeron las mangueras del interior, las cavidades que quedaron dentro de la gelatina fueron llenadas con agua y se selladas por ambas salidas, esto con la finalidad de que las cavidades tuviesen mayor ecogenicidad.

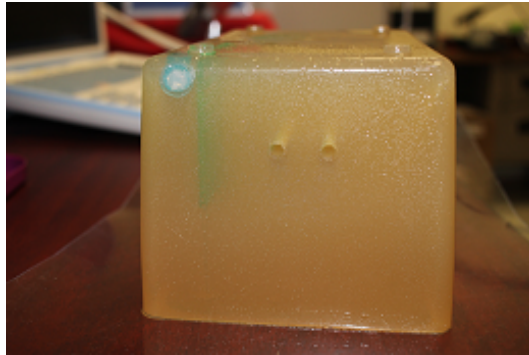


Figura 4.11: Maniquí A fuera del recipiente de plástico y con mangueras extraídas.



Figura 4.12: Maniquí B fuera del recipiente de plástico y con mangueras extraídas.



Figura 4.13: Maniquí C fuera del recipiente de plástico y con mangueras extraídas.

Capítulo 5

Metodología de las mediciones

5.1. Equipos utilizados

Se trabajo con un ecógrafo marca Mindray, perteneciente al laboratorio de Física Médica de la BUAP, el cual fue gentilmente prestado para realizar las pruebas. El mismo cuenta con buena calidad de imagen en los modos de captación de imágenes B y M. Aunque en este trabajo sólo se utilizaron imágenes modo B. Tienen un diseño compacto y ligero que facilita el transporte, incluye un Monitor LCD de 12.1" con inclinación de 30 grados, y panel de Control del usuario retroiluminado con teclado de silicona.



Figura 5.1: Sistema de ultrasonido portátil marca Mindray, Modelo DP-10 en blanco y negro. [26]

Debido a la profundidad de los objetos de prueba a explorara dentro del maniquí, se utilizo el transductor convexo marca Mindray, con numero de serie: 35C50EB, el cual tiene un radio de curvatura de 50 mm y una frecuencia central de 3.5 MHz, con un rango de frecuencia de 2 - 6 MHz .

Este transductor es adecuado para su uso con el dispositivo de ultrasonidos Mindray

CAPÍTULO 5 Metodología de las mediciones

5.1. EQUIPOS UTILIZADOS

DP 10 en estudios de abdomen, ginecología, obstetricia, pediatría, urología, neurología, vascular y musculoesquelético.[27]

De forma orientadora, si se localizaran en un plano superficial, hasta una profundidad de 4 cm, utilizaríamos el transductor lineal de alta frecuencia y por encima de esta profundidad el convexo de baja frecuencia.

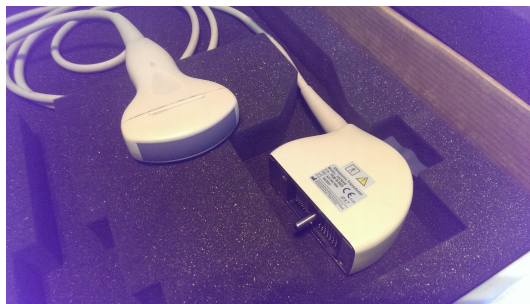


Figura 5.2: Transductor convexo 35C50EB Mindray.

También se utilizó el sistema de ultrasonido Modelo: SonoAce Pico, hecho en Corea por la compañía Medison. Es un sistema digital a color portátil, habilitado para diferentes modos de ecografía: A, B, M, y Doppler color. Cuenta con la tecnología de imagen armónica, donde el tejido del cuerpo refleja las señales de ultrasonido en el doble de la frecuencia de exploración. Este equipo de ultrasonido gentilmente proporcionado, pertenece a la coordinación de la carrera profesional de: Asociado en imagenología de la facultad de medicina de la BUAP.



Figura 5.3: Sistema de ultrasonido marca Medison, modelo SonoAce Pico. [29]

Para el funcionamiento adecuado de este sistema de ultrasonido, se trabajo con un transductor convexo de matriz curvada marca Medison, con número de serie: C3-7ED. Tiene un radio de 50 mm, con un rango de frecuencia de 3 - 7 MHz y es compatible con

CAPÍTULO 5 Metodología de las mediciones

5.1. EQUIPOS UTILIZADOS

la serie SonoAce de Medison. Se utiliza en varias aplicaciones clínicas como cardio, renal y abdominal.



Figura 5.4: Transductor convexo C3-7ED Medison. [30]

Como auxiliar para el acoplamiento acústico entre el transductor y el maniquí, utilizamos el gel de ultrasonidos multipropósito ECOGEL 200, fabricado por Eco-Med Pharmaceutical Inc. Se trata de un gel estéril, acuoso, viscoso, transparente de color azul, hidrosoluble con una presentación de (250 ml.) Composición: Agua, polímero, neutralizador, FD & C color y conservante a base de paraben. (No contiene propilenglicol o fragancia) ECOGEL 200 no es inflamable, no corrosivo y no contiene alcohol o formaldehído. Tiene una densidad de $1.03 \text{ (g/cm}^3\text{)}$ y una eficiencia más del 90 %, con una vida útil mínimo de 2 años y máximo 5 años. [25]. El gel tiene una función lubricante que permite manipular y mover el transductor fácilmente. Además contribuye a la formación de la imagen ecográfica al disminuir la diferencia de impedancia existente entre el aire y la superficie del maniquí, evitando así que las ondas de ultrasonido se reflejen y no participen en la formación de la imagen.



Figura 5.5: ECOGEL 200 multipropósito Gel de Ultrasonido. [25]

5.2. Planos ecográficos

Los planos más importantes para los cortes ecográficos son los siguiente:

Plano transversal. El transductor se coloca en perpendicular al eje mayor del maniquí.

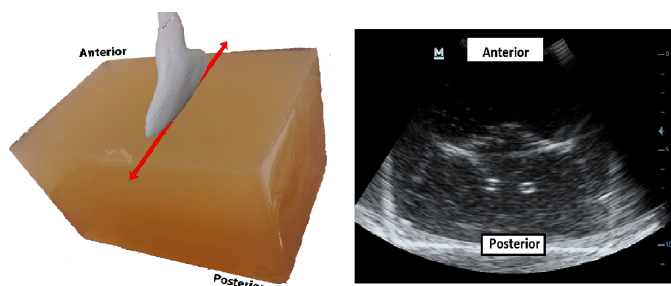


Figura 5.6: **Plano transversal.** La imagen de la izquierda indica el posicionamiento del transductor para un corte transversal. A la derecha un ejemplo del resultado de imagen ecográfica con este plano. En la parte superior de la pantalla del ecógrafo (anterior) se localiza lo más próximo al transductor y en la parte posterior lo más alejado del transductor.

Plano longitudinal o sagital. El transductor se coloca paralelo al eje mayor del maniquí.

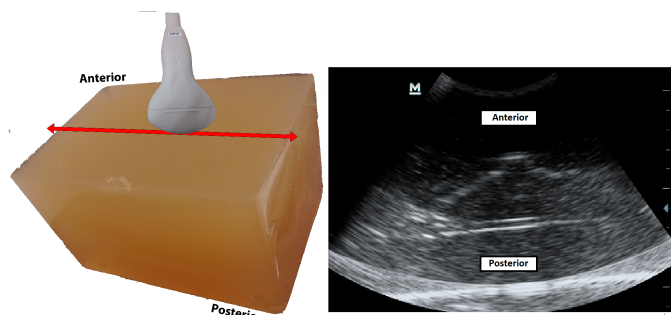


Figura 5.7: **Plano longitudinal.** (Izquierda) Colocación del transductor en un plano longitudinal. (Derecha) Ejemplo de imagen ecográfica de un corte longitudinal.

Plano coronal. El transductor se coloca lateral al eje mayor del maniquí.

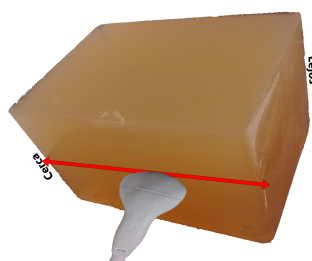


Figura 5.8: **Plano coronal.** La imagen indica el posicionamiento del transductor para obtener un corte ecográfico coronal.

5.3. Pruebas de control de calidad

Las pruebas de control de calidad son un conjunto de mediciones periódicas, útiles para comprobar que el transductor y otros componentes del equipo de ultrasonidos funcionan correctamente. Emplearlas permite determinar el origen del mal funcionamiento e identificar el deterioro en la calidad de la imagen ecográfica antes de que afecte a las exploraciones clínicas de pacientes [11].

Por lo regular estas pruebas son de rutina y realizadas cada seis meses por o bajo la supervisión de un físico médico.

La metodología del control de calidad que a continuación se describe ha sido tomado de la literatura encontrada [11], complementada con las instrucciones del manual de operador del equipo Mindray de ultrasonidos [16] y de lo especificado en la norma IEC 60601-2-37 [24] y en la publicación AIUM [23]. Se incluyen pruebas rápidas de escaneo (inspección física y mecánica, profundidad de visualización, precisión de medidas y uniformidad de la imagen) además de pruebas de percepción de objetos anecoicos, zona muerta, resolución axial y lateral, y pruebas para el cálculo de la relación señal-ruido y contraste-ruido.

Las pruebas fueron realizadas al explorar con el transductor cada prototipo de modelo (A, B, C) de maniqués elaborados, cuya geometría es perfectamente conocida. Con ello se pretendió lograr una correspondencia entre los objetos de prueba identificados en la imagen ecográfica, con los identificados y establecidos inicialmente en el espacio físico del maniquí. De modo que compararlos permitirá detectar cambios sutiles en la calidad de la imagen y determinar si el equipo está en condiciones de ser utilizado o ha sufrido variaciones que deban ser corregidas, así como determinar si el maniquí está en las condiciones adecuadas para ser usado como referencia.

5.3.1. Inspección física y mecánica

Se checo el transductor y los cables en busca de conexiones rotas, enchufes doblados o sueltos, separaciones, y burbujas de aire. Se verifico que al insertar el conector y fijar el transductor fuese una operación fácil, así como el movimiento del transductor fuese suave, sin ruidos en la imagen o vibraciones excesivas.

En cuanto al panel de control, se checo el funcionamiento de interruptores, controles y perillas. Y del monitor de vídeo se verificó la limpieza y el funcionamiento de controles y parámetros del menú. También se buscaron daños en la clavija y cable de alimentación.

Este procedimiento se realiza tanto para el equipo de ultrasonidos Mindray DP-10, como para el equipo Sonoace Pico facilitado por la facultad de medicina.

5.3.2. Ajustes de control para la determinación de valores basales

Los ajustes de control determinan los valores de referencia para cada prueba de calidad de imagen. Para seleccionarlos:

1. Seleccionamos el modo de examen B y exploramos el maniquí ajustando con los controles los parámetros para producir la mejor imagen clínica posible, teniendo cuidado de no exagarar un atributo de imagen en particular.

2. Ajustamos y registramos valores de brillo y contraste del monitor de vídeo. Si la imagen era oscura o demasiado clara, el balance de grises de la pantalla se modifico con la ganancia general.
3. Cuando la configuración se considero aceptable, registramos cada uno de los ajustes de control: el rango dinámico, mapa de niveles de gris, parte del cuerpo seleccionada del menú, el nivel de potencia, nivel de ganancia y compensación de ganancia de tiempo (TGC). Recordar que el parámetro TGC amplifica las señales que regresan al transductor (no amplifica la señal que sale de este).

Algunas de las pruebas de calidad de imagen, requirieron diferentes configuraciones para ajustar la imagen, entre ellas variar la frecuencia (en un rango de 2 a 6 MHz), el FOV, smooth (valores de 0, 1, 2, 3), TGC, ganancia (G 35) y profundidad de la zona focal (en 2, 4, 6 , 8 y 10 cm). Los ajustes finales se registraron y son presentados en los resultados. Se procuro usar los mismo cada vez que se realizaron las pruebas con los diferentes maniqués, ya que los resultados podían carecer de sentido si se empleaban ajustes diferentes.

5.3.3. Uniformidad de la imagen.

Esta prueba indica la capacidad que tiene el ecógrafo para representar con el mismo brillo en la pantalla, ecos de la misma profundidad y magnitud. Los sistemas de ultrasonidos pueden producir diversos artefactos de imagen y no uniformidades, los cuales son un problema, ya que pueden enmascarar sutiles variaciones en la textura de los tejidos y aumentar el riesgo de falsos negativos o positivos. La falta de uniformidad puede ser debida a problema de cristal dañado en el transductor o mala conexión de los cables que suele producir rayas verticales en la imagen. Problemas con el software o en el sistema de procesamiento de la imagen, pueden introducir bandas horizontales cuando hay fallos en el enfoque. El mal acoplamiento acústico entre el paciente y el transductor también puede introducir perturbaciones y otros artefactos.

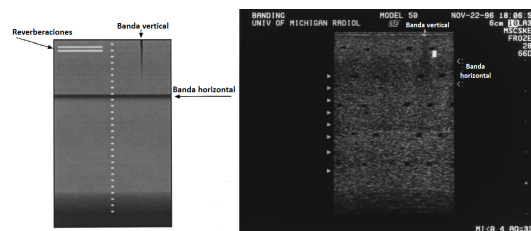


Figura 5.9: Dibujo (izquierda) e imagen de ultrasonido (derecha) de ejemplos de falta de uniformidad de imagen comunes. Bandas horizontales, a menudo causadas por los circuitos y problemas de enfoque, mientras que bandas verticales indican un elemento de transductor dañado. [11]

La Uniformidad de imagen se evaluó mediante la exploración de una región uniforme del maniqué y la identificación de cualquier desviación de la textura suave esperada. La región uniforme elegida estuvo libre de los objetivos de prueba.

1. Se selecciono una profundidad de visualización de la imagen en un campo máximo de 13.1 cm.

2. Con la opción del menú de múltiples zonas focales, generamos imágenes con un número de focos igual a 4, esto con el fin de optimizar la imagen.
3. Se colocó una cantidad pequeña del Ecogel 200 como acoplamiento acústico entre el transductor y el maniquí.
4. Exploramos el maniquí alineando el transductor perpendicular a la superficie de la región elegida, esto hasta observar una imagen nítida en pantalla. Para observar la apariencia general del maniquí se congeló la imagen mientras el transductor aún se movía.
5. Examinamos la imagen en busca de rayas. Así mismo para determinar si existían áreas de no-uniformidad, artefactos o distorsiones geométricas.
6. Se repitió la exploración en otro lugar del maniquí para asegurar si alguna no uniformidad era resultado de mal acoplamiento o artefacto. Además, se cambió la posición de las zonas focales para determinar si esto tenía un efecto en la aparición de rayas o artefactos de imagen.

Como prueba complemento a este parámetro, se hicieron mediciones ubicando una base de espuma acústica y de plástico PET debajo de la superficie inferior del maniquí, esto para observar y examinar si se reducían las áreas de no-uniformidad, artefactos o distorsiones geométricas cercanas a la superficie inferior.



Figura 5.10: Imágenes de las pruebas con espuma acústica. (Izquierda) Imagen del maniquí colocado sobre una superficie con plástico PET. (Al centro) Imagen del maniquí colocado dentro de una caja hecha con espuma acústica. (Derecha) Imagen del maniquí colocado sobre un cubo acústico como superficie.

La placa de espuma acústica de poliuretano usada para armar la caja acústica, es de superficie suave y porosa, con un grosor de 6 cm, ideal para el control de eco y reverberación. El cubo de espuma acústica de poliuretano tiene medidas de 20x20x20cm y un peso aproximado de 300 g. Ambos materiales son muy eficiente en frecuencias medias y agudas. Su capacidad de absorción acústica es de: 20 % para 100 Hz, 40 % para 250 Hz, 100 % para 500 Hz, y 100 % para 10 kHz.

5.3.4. Sensibilidad al ultrasonido y profundidad de penetración/visualización.

La sensibilidad de ultrasonido o la máxima profundidad de visualización a la que se llega durante la exploración, esta indicada por el nivel de la señal del eco más débil que

puede ser detectado y visualizado con claridad en el monitor. Lo cual permite determinar a qué profundidad es visible un objeto de bajo contraste dentro del paciente.

Depende de la frecuencia del transductor, la potencia de salida, la ganancia (amplificación de la señal recibida), TGC, profundidad focal, formato de visualización FOV, y el ruido eléctrico de la electrónica del sistema.

La profundidad máxima de visualización debe permanecer constante en el tiempo, los cambios pueden ser causados por la variación en la ganancia del receptor, así como daños en el transductor o cable.

Secciones del maniquí para estas pruebas:

- Sección que incluye una columna de objetivos, como lo son las rejillas con "marcadores de profundidad" orientadas perpendiculares al plano de exploración. En este caso exploramos el maniquí desde la superficie superior. Tal como se muestra en la figura 5.11 A.
- Sección que se extiende a una distancia de unos 18 cm. Así la profundidad de la visualización puede ser analizada para bajas y para altas frecuencias del transductor. Para esto, exploramos el maniquí por uno de sus lados. Ver figura 5.11 B.

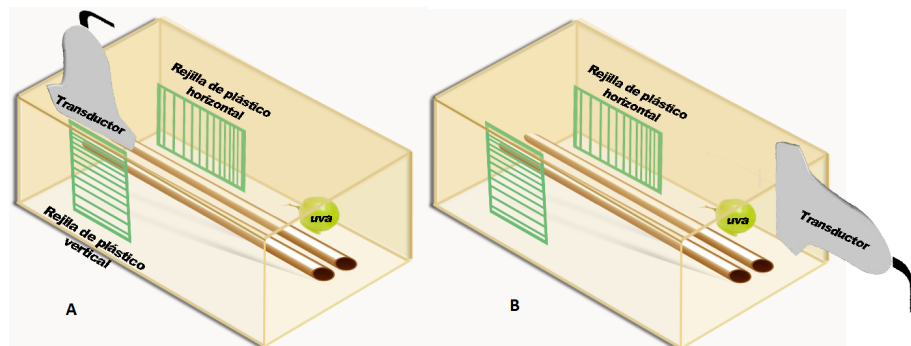


Figura 5.11: **Imágenes de las pruebas para la profundidad de visualización.** (A) Exploración del maniquí con el transductor colocado sobre la rejilla de plástico vertical. (B) Exploración del maniquí con el transductor colocado sobre uno de sus lados.

Configuración: Ajustamos la ganancia, TGC, y la zona focal más profunda a fin de obtener una imagen relativamente uniformemente brillante que muestre textura de ecos del fondo en la mayor profundidad posible.

Procedimiento:

1. Exploramos maniquí. Para el caso A de la figura 5.11 se alinea el transductor sobre todas líneas paralelas del patrón de la rejilla vertical, hasta que fuesen representadas con su nivel de intensidad máximo. El campo de visión fue de 13.1 cm, es decir, dos o tres centímetros por debajo de la estructura que quisimos visualizar.

Para la exploración desde uno de los lados del maniquí, el campo de visión fue de 21.3 cm para permitir la máxima profundidad de visualización, ya que es de interés tener localizadas las estructuras de interés y las estructuras adyacentes a ellas.

2. Se congelo la imagen.
3. Medimos y registramos la penetración, que es la distancia desde la parte superior de la ventana de exploración al objeto más profundo de un tamaño particular que fue apenas visible, o a la profundidad a la que la textura de fondo apenas se pudo ver de forma fiable y diferenciada del entorno. Para obtener estimaciones precisas de esta distancia, usamos la función calipers del menú del ecografo. Colocamos un cursor caliper en la parte superior del maniquí y el segundo directamente hacia abajo a la profundidad máxima que puedo ser visualizado.
4. Debido a que la profundidad de visualización depende de la frecuencia, exploramos nuevamente el maniquí variando este parámetro, para identificar dicha dependencia al observar el cambio en la imagen de ultrasonidos.

5.3.5. Precisión de medidas.

Lo importante aquí es determinar la exactitud con la que el sistema calcula áreas o distancias conocidas de objetos de pruebas que se visualizan en el plano de la imagen, y comprobar que esta exactitud se mantiene con el tiempo.

Para ajustar la configuración de la imagen, utilizamos los ajustes de control que determinan los valores basales previamente mencionados.

Procedimiento:

1. Exploramos el maniquí y adquirimos una imagen de un objeto de prueba del que se conoce el valor de sus medidas. Se alinea el transductor hasta que los objetos de prueba (par de cavidades dejadas al extraer las mangueras y llenadas con agua de un diámetro de 5 mm) se representaron con un nivel de intensidad aceptable. Nos aseguramos de que el haz de ultrasonidos cortara perpendicularmente a los objetos y que aparecieran en el centro de la imagen. Se cuida no aplicar presión adicional con el transductor, ya que la presión podría comprimir el material del maniquí y dar una lectura inexacta.
2. Congelamos la imagen. Utilizamos la herramienta del sistema (caliper) para efectuar las medidas generales, tal como se muestre en la figura 5.12.
 - ※ **Exactitud de la distancia vertical:** Usamos calipers para medir la distancia entre la altura/diámetro de los ecos que representan a las cavidades llenas de agua en la imagen. Estas son las distancias 1 y 2 que se muestran en la figura 5.12. (Colocamos los cursores de caliper en el centro de los ecos.) También medimos la distancia desde la parte superior de la ventana de exploración al centro de la distancia de separación entre esos dos ecos, esta es la distancia 4.
 - ※ **Precisión de la distancia horizontal:** Repetimos lo anterior, con la diferencia de que medimos la distancia horizontal de separación entre cada centro de las cavidades. Distancia 3 en la figura 5.12.Las cuatro distancias medidas se presentan en los resultados.

3 Para observar como es influenciada la precisión de las medidas respecto a otros parámetros, repetimos el procedimiento de la exploración variando la posición de la zona focal. Ya que la región más estrecha en el perfil del haz es la zona focal, donde se obtienen las mejores imágenes.

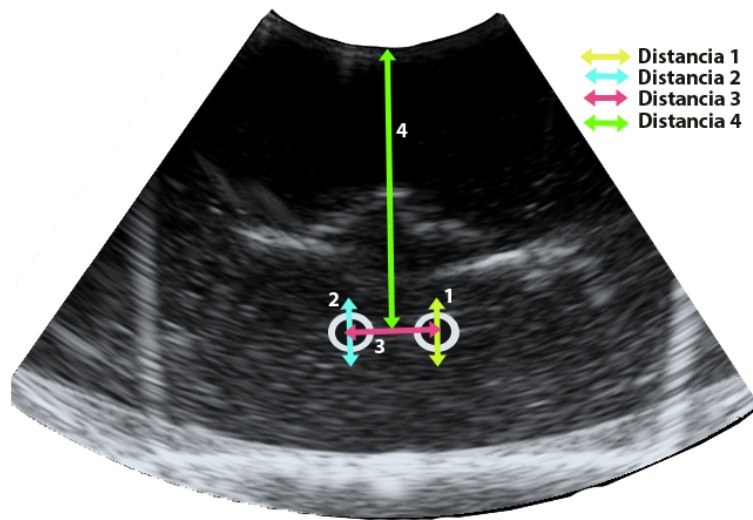


Figura 5.12: Imagen de la prueba de precisión de medidas. Se indican las distancias medidas sobre la imagen ecográfica de un corte sagital de las cavidades llenas de agua.

5.3.6. Visualización de estructuras pequeñas u objetos anecoicos.

Esta prueba combina aspectos de la resolución espacial y de contraste y la uniformidad de imagen en una sola prueba. Con esto se pretende estudiar la capacidad del sistema de ultrasonidos para detectar y mostrar con precisión estructuras de distintos tamaños y diferentes densidades a distintas profundidades. Aunque para esta prueba, solo elegimos como estructura u objeto de prueba a detectar, una uva que se encuentra al fondo del maniquí. En principio se esperaba que la imagen de la uva fuera similar a la de un objeto anecoico (quiste). Los cuales son objetos que simulan quistes, de contraste negativo, redondos y de diferente tamaño (Ver figura 5.13).

Hay que considerar que la calidad de imagen del objeto puede verse afectada por el ruido electrónico y problemas en el hardware de procesamiento de imágenes. Para algunos sistemas también puede o no estar presente el refuerzo posterior, que depende de los equipos y factores del maniquí.

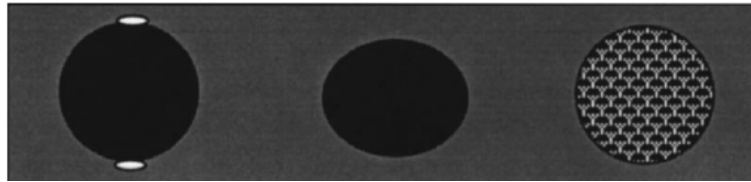


Figura 5.13: Ejemplos de imágenes normales y anormales de objetos anecoicos. (Izquierda) El aspecto normal de un objeto anecoico. Observe los bordes afilados, de apariencia clara negro, y de la forma redonda. Artefactos luminosos o puntos brillantes en la parte superior e inferior de los objetos son reflexiones especulares normales. (Centro) Objeto anecoico aplanado indica distorsión geométrica. (Derecha) Ecos dentro del objeto anecoico puede ser el resultado de ruido del sistema o artefacto de los lóbulos laterales.

Configuración: Usamos los mismos ajustes establecidos en la sección de Ajustes de control de valores basales. Procedimiento:

1. Exploramos el maniquí, colocando el transductor tal como se observa en la figura 5.14 (1). Registramos la apariencia de la uva, que se pudo visualizar como un objeto hipoeico al fondo del maniquí.
2. Con los cursores caliper, medimos y registramos la altura (Distancia 1) y la anchura (Distancia 2) sobre la imagen de la uva, tal como se ve en la figura 5.14.
3. También registramos la calidad de la imagen de la uva; como si se tratara de un quiste (c = claro, r = relleno, d = borde dentado, N = no mejora).
4. Para observar como variaba el aspecto de la imagen de ultrasonidos, realizamos la prueba variando el valor de la frecuencia y estableciendo la zona focal a distintas profundidades.

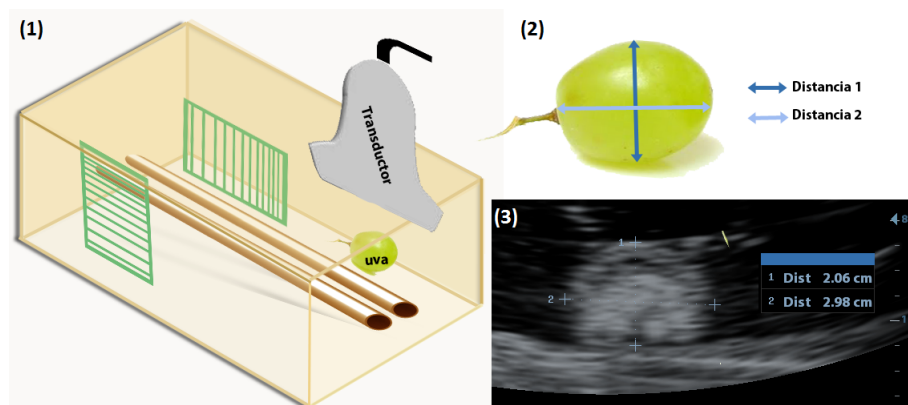


Figura 5.14: Imagen útil para prueba de percepción de objeto anecoico. (1) Se indica la ubicación del transductor, alineado sobre la uva que esta dentro del maniquí. (2) Medias realizadas sobre la uva para conocer su diámetro. (3) Imagen ecografica con zoom de la uva y las medidas tomadas con los cursores de la función caliper.

5.3.7. Resolución axial.

La prueba de resolución axial describe la capacidad del sistemas de ultrasonido para detectar espacios y mostrar claramente objetos de tamaño muy pequeño que tienen una posición muy cercana y que quedan en la dirección axial (a lo largo del eje del haz de ultrasonidos).

- Resolución axial = separación más pequeña entre los objetivos que se puede percibir a cierta profundidad del perfil axial.

La resolución axial depende de la longitud de pulso del transductor, que a su vez depende de la frecuencia central y el factor de amortiguación. En general, se ha encontrado que cuanto mayor sea la frecuencia, mejor será la resolución axial.

Razones para la resolución axial degradada incluyen transductores dañados (cristales, material de soporte, o conexiones eléctricas rotas) y cambios en el generador de pulsos y / o características del receptor. La resolución axial que se mide en esta prueba no puede ser directamente citada como la resolución axial que se espera en las exploraciones clínicas, ya que otros factores tales como órganos y vasos en movimiento y volumen promedio podrían degradar los resultados clínicos.

Sección del maniquí para esta prueba: Sección del maniquí que contiene un conjunto de objetivos de prueba (rejilla de plástico vertical descrita previamente) que están desplazados axialmente por distancias conocidas. Ver figura 5.15

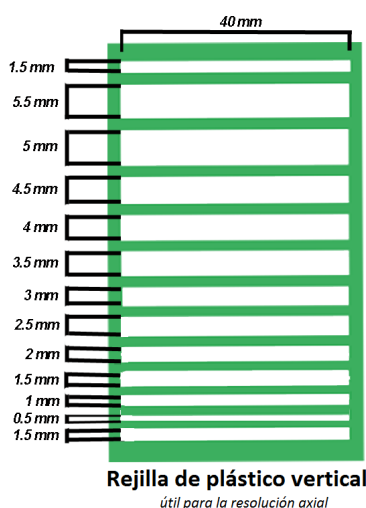


Figura 5.15: Diagrama de rejilla de plástico vertical con medidas. Se indican las distancias de separación entre los conjuntos de líneas paralelas que conforman la rejilla.

Configuración: Usamos los mismos ajustes establecidos en la sección de Ajustes de control de valores basales. Ajustamos la ganancia de modo que la textura de ecos del fondo fuese apenas visible.

Procedimiento:

1. Ubicamos la zona focal a la profundidad de la resolución del objetivo de interés.

2. Exploramos el maniquí, alineando el transductor hasta que el patrón de líneas paralelas de la rejilla de plástico vertical, apareció en la pantalla con un nivel de intensidad máximo.
3. Se vario el parámetros de la frecuencia, esto para optimizar la resolución axial y observar como variaba respecto a este.
4. En cada prueba se congelo la imagen, y se hizo zoom en máxima cantidad a la ubicación de la rejilla vertical de resolución axial.
5. Se examino en busca del ultimo par de líneas paralelas que podían ser distinguibles como dos entidades, separadas por una distancia vertical en la dirección axial. La resolución axial se registro experimentalmente como esta distancia vertical, se utilizo el calibre electrónico del ecógrafo para medirla, y se comparó con la distancia de separación real conocida del patrón de líneas.

5.3.8. Resolución lateral.

Informa sobre la capacidad del sistemas de ultrasonido para discernir objetos que tienen una posición muy cercana y determina el tamaño más pequeño que se pueda observar en la dirección lateral (perpendicular al haz) comprobando que permanecen constante a lo largo del tiempo.

Configuración: Usa la misma configuración que en la prueba de resolución axial.

Procedimiento:

1. Exploramos el maniquí en la región que contiene la rejilla de plástico horizontal, alineando el transductor de tal forma que el patrón de líneas de la rejilla de fuese observables en la pantalla del ecografo.
2. Congelamos la imagen e hicimos zoom sobre los patrones de linea de la rejilla horizontal.
3. Registramos el número de líneas paralelas que fueron resueltas como distintas en la dirección lateral y usando la herramienta del sistema caliper, se midió en la imagen la resolución lateral = la distancia horizontal que las separaba. Posteriormente se comparo con la distancia de separación real conocida del patrón de líneas. (Ver figura 5.16.)
4. Repetimos para diferentes valores de frecuencia y posición de la zona focal, esto para optimizar la resolución axial de la imagen y observar como variaba respecto a estos. La posición del foco conlleva una mayor resolución a nivel de la zona que queremos visualizar, debiéndose colocar ligeramente (0.5-1 cm) por debajo de la estructura que consideramos nuestro objetivo.

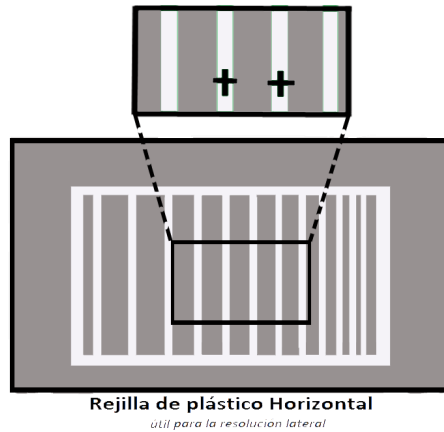


Figura 5.16: Diagrama de rejilla de plástico horizontal. La resolución lateral a una profundidad particular se determina mediante la medición de la distancia de separación entre los conjuntos de líneas paralelas que conforman la rejilla a esa profundidad.

5.3.9. Resolución de campo cercano o Zona muerta

La resolución de campo cercano evalúa la región donde no se obtiene información útil, denominada zona muerta. Comprendida por la distancia existente entre la superficie del transductor y el primer eco identificable en el maniquí, que forma una imagen real en la pantalla. La vigilancia de este parámetro permite controlar el deterioro del transductor. Mediante observación, se determinó la altura de la zona muerta y comprobamos si permaneció constante entre los diferentes modelos de maniqués elaborados.

Configuración: Misma configuración como en la prueba de resolución lateral.

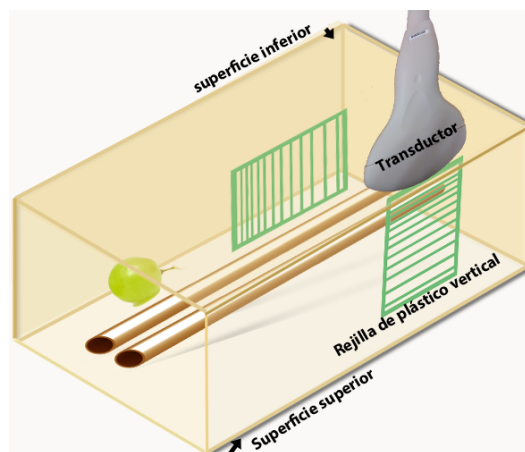


Figura 5.17: Posicionamiento del transductor para la evaluación de la zona muerta. Como se puede observar, el maniquí se voltea para tener la rejilla vertical más cerca a la superficie.

Procedimiento:

1. Exploramos el maniquí. Con la posición del foco lo más cerca a la superficie, se obtuvo una imagen de algún objeto de prueba ubicado a la mínima profundidad dentro del maniquí; este fue el caso de la orilla de la rejilla de plástico vertical más cercana a la superficie. Cuando la imagen del maniquí estuvo representada claramente, se congeló para observar a más detalle la zona muerta.
2. Usando los cursores de caliper y haciendo zoom a la imagen, se midió la distancia (que indica la profundidad de la zona muerta) entre el primer blanco observable y el eco producido por la superficie del maniquí.
3. Repetimos la exploración variando la frecuencia, esto para observar si cambiaba la profundidad de la zona muerta.

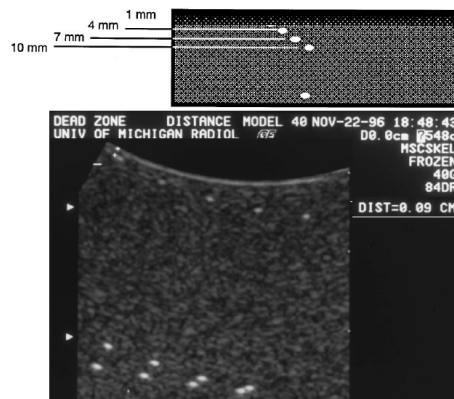


Figura 5.18: **Ejemplo profundidad de zona muerta.** La profundidad de la zona muerta de un instrumento se determina mediante la identificación del objetivo filamento más superficial que pueden ser claramente visualizada. En la representación pictórica (arriba) la zona muerta es de 4 mm de profundidad. En la imagen de un maniquí de ultrasonido (abajo), la zona muerta es de 0,09 cm o 0,9 mm. [11]

5.3.10. Coeficiente señal - ruido SNR.

Objetivo: Conocer la cantidad de ruido observada en la imagen ecográfica de cada modelo de maniquí. El cálculo de la relación señal-ruido se puede emplear para una evaluación más cuantitativa de la percepción de objetos anecoicos, hay que considerar que esta relación disminuye continuamente más allá de la profundidad máxima de la visualización.

Factores útiles para esta prueba: Imagen ecográfica de algún objetivo de prueba (en este caso la manguera o cavidades llenas de agua, ya que se asemejan a objetos anecoicos cilíndricos, los cuales simulan los grandes vasos sanguíneos) y variación del parámetro Smooth para observar la uniformidad de la imagen.

Smooth: Es un parámetro del modo B para optimizar la imagen de ultrasonido, rechaza el ruido de la imagen y promedia vóxeles cercanos lo que hace las imágenes más suaves. Los valores que en puede variar son (0, 1, 2, 3).

Procedimiento:

1. Exploramos el maniquí usando los ajustes de control determinados para los valores bases.

2. Colocamos el transductor sobre el maniquí de gelatina, ubicándolo justo arriba de la manguera (cavidad llena de agua) en corte longitudinal a un ángulo de 90°.

4. Congelamos la imagen y con los cursores de caliper medimos sobre la imagen el diámetro de la cavidad llena de agua. Escribimos los datos de identificación y medición en cada imagen para referencia futura.

3. Repetimos la exploración variando el parámetro de smooth de 0 a 3. Guardando todas las imágenes (en total 4 por cada modelo) y etiquetadas como " las imágenes del modelo (A, B, C) y valor de smooth (0, 1, 2, 3). "

Después de tener las imágenes para cada modelo, se analizan con el programa imagen J para calcular el valor del coeficiente señal-ruido SNR. Recordar ecuación:

$$SNR = \frac{\text{Promedio de la señal}}{(\sigma) \text{ Desviación estándar del nivel de gris o señal de fondo}}$$

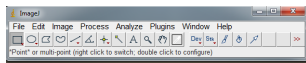


Figura 5.19: ImageJ.

ImageJ: Es un programa de procesamiento de imagen digital de dominio público programado en Java y desarrollado en el National Institutes of Health. [28]

- Para ello se obtiene el valor máximo de la señal mediante un histograma (que calcule el promedio de señal), sobre tres zonas diferentes de la imagen ecográfica:
Zona 1.- Donde no hay objetivos de prueba (zona arriba de la manguera), donde se visualiza una imagen homogénea del material a base de gelatina.
Zona 2.- Zona sobre la manguera y donde se visualiza el máximo de intensidad.
Zona 3.- Zona bajo la manguera.

- Para obtener el valor de SNR de esas tres zonas, los valores promedio de la señal de las zonas 1, 2, 3, por separado se dividen entre la desviación estándar de la zona 1, es decir, donde no hay objetivos de prueba. En general el SNR se calcula en 12 casos para cada modelo, ya que se tienen 3 zonas diferentes por cada una de las 4 imágenes con diferente valor de smooth.

CAPÍTULO 5 Metodología de las mediciones

5.3. PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD

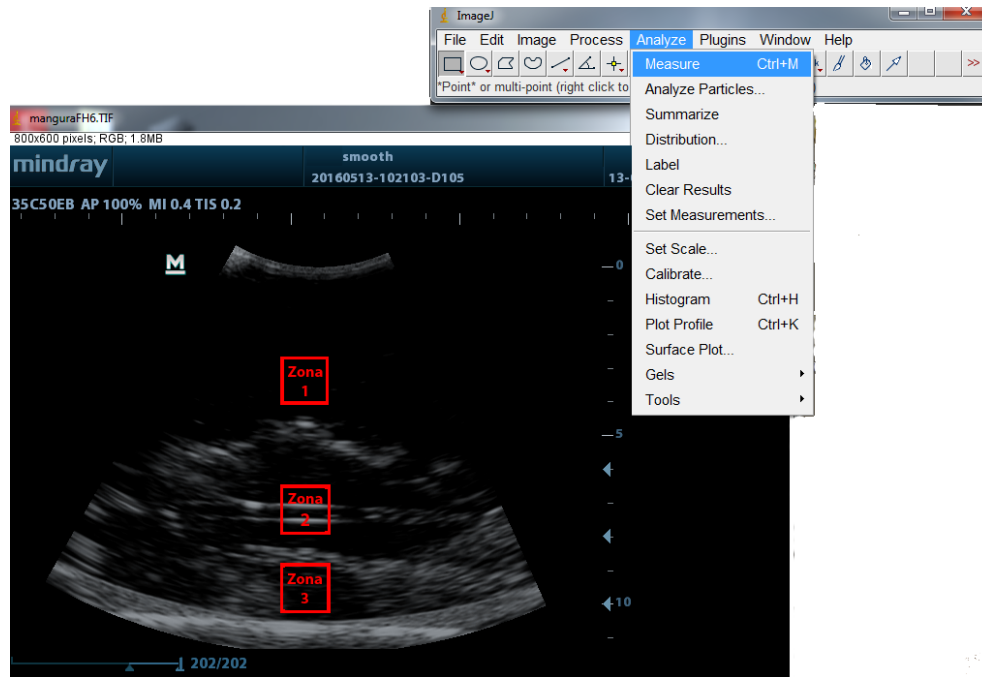


Figura 5.20: Indicación de las zonas a evaluar para cada imagen obtenidas de Smooth (a 0, 1, 2, 3).

5.3.11. Coeficiente contraste - ruido CNR.

Configuración: Misma configuración como en la prueba de SNR. Procedimiento:

1. Exploramos con el transductor el maniquí, similar al procedimiento para la prueba de SNR. (ver Figura 5.21)
2. Tomamos imagen de la cavidad llena de agua (en corte longitudinal) y congelamos la imagen para su análisis, con los cursores de caliper medimos sobre la imagen el diámetro de la cavidad llena de agua.
3. Repetimos la exploración para distintas frecuencias, esto para observa como varia el CNR de la imagen ecográfica en función de la frecuencia.

La ecuación utilizada para el calculo del coeficiente contraste-ruido CNR se describe previamente en la teoría (ecuación 2.4), pero en general es la resta del SNR de la señal de la cavidad llena de agua (zona 1), menos el SNR de la señal donde no hay estructura u objeto de prueba (zona 2).

$$\text{CNR} = \text{SNR de la señal de cavidad} - \text{SNR señal sin objeto de prueba}$$

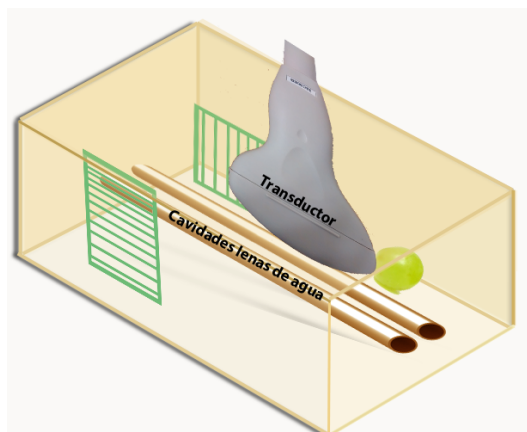


Figura 5.21: Posicionamiento del transductor en plano longitudinal sobre la cavidad llena de agua que se encuentra dentro de la superficie del maniquí.

5.3.12. Densidad.

Como medida complementaria se decidió calcular la densidad de cada modelo de maniquí elaborado. Para ello se pesó cada modelo ya solidificado.

Procedimiento:

1. Colocamos el modelo de maniquí sobre una balanza.
2. Registramos el resultado del valor de la masa.
3. Medimos con una regla los lados del bloque de gelatina, y calculamos el volumen con estos datos.
4. Calculamos la densidad de cada modelo de maniquí con la fórmula ya conocida.

$$Densidad = \frac{masa}{volumen}$$

Capítulo 6

Resultados

En el presente capítulo se presentan las imágenes y resultados obtenidos en el presente trabajo de tesis. Se presentan de acuerdo al estudio de control de calidad aplicado a los sistemas de ultrasonido con los distintos modelos de maniqués elaborados.

Para la discusión de los resultados, se incluye una tabla de los valores especificados para los parámetros de imagen. [12] [11] [23]

En principio se espera que nuestros resultados obtenidos en las pruebas de control de calidad, sean parecidos a los valores de estos parámetros.

Tabla 6.1: **Valores Especificados de los parámetros de imagen.**[12]

Uniformidad	Apariencia uniforme de la imagen
Zona muerta	≤ 7 mm para frecuencia ≤ 3 MHz ≤ 5 mm para frecuencia de $3 \text{ MHz} < 7 \text{ MHz}$ ≤ 3 mm para frecuencia ≥ 7 MHz
Profundidad de penetración	Desviación $\leq \pm 10\%$ de la referencia inicial
Distancia vertical	Desviación $\leq \pm 1$ mm o $\pm 1,5\%$ el que sea mayor
Distancia horizontal	Desviación $\leq \pm 3$ mm o $\pm 3\%$ el que sea mayor
Resolución axial	≤ 2 mm para frecuencia ≤ 4 MHz ≤ 1 mm para frecuencia > 4 MHz
Resolución lateral	Desviación $\leq \pm 1$ mm del valor de referencia
Detección de estructuras pequeñas	Distorsión apreciable

6.1. Orientación y señalamiento de las imágenes

Las estructuras exploradas dentro del maniquí fueron documentadas de manera estandarizada en planos ortogonales (longitudinal y transversal), esto con el fin de mejorar el entendimiento en el proceso de adquisición de las imágenes.

A continuación se muestran esquemáticamente las estructuras incluidas en los diferentes modelos de maniqués elaborados:

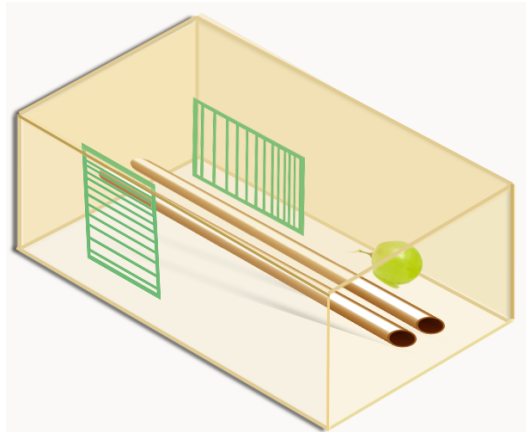
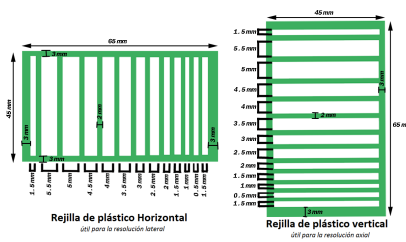


Figura 6.1: Plano 3D de la ubicación de las estructuras ecogenicas.



Como se puede observar, se han incluido un par de rejillas con dimensiones similares, el objetivo de estas rejillas es facilitar la medición, determinación y comprobación de la resolución espacial.

Figura 6.2: Diagrama de las dimensiones de la rejilla

Ademas de las rejillas, al centro del maniquí, se han colocado un par de mangueras; cuyas cavidades fueron llenadas con agua y selladas, auxiliares en el cálculo del coeficiente señal ruido SNR y el coeficiente contraste ruido CNR.

6.2. Pruebas de control de calidad

6.2.1. Inspección física y mecánica.

En la siguiente tabla se muestran los hallazgos realizados después de efectuar la inspección física y mecánica.

CAPÍTULO 6 Resultados
6.2. PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD

Tabla 6.2: **Inspección física y mecánica.** Se respondió cada casilla con (SI/NO) dependiendo de si se encontró algún problema .

Equipo de ultrasonido inspeccionado	Transductor	Cable de alimentación	Controles	Monitor de vídeo
Mindray DP-10	No	No	No	No
SonoAce Pico	Sí (presenta rayaduras)	No	No	No



Figura 6.3: **Inspección física del Transductor C3-7ED.** Como se observa en la imagen, la cara del transductor presenta algunas marcas (rayaduras).

Las rayaduras que presenta el sistema de ultrasonidos SonoAce Pico es en la cara del transductor, muy pequeñas y apenas visibles a simple vista. EL hecho de existan rayaduras solo es un indicativo de que puede haber un daño más profundo en el transductor.

Además del anterior problema, es muy probable que el puerto USB no este siendo reconocido por el sistema de ultrasonidos, ya que después de intentar con tres dispositivos USB diferentes, no fue posible guardar copias de las imágenes adquiridas durante la exploración del maniquí modelo B.

6.2.2. Ajustes de control de valores basales.

A continuación se muestran los ajustes de control que determinaron los valores de referencia para cada prueba de calidad de imagen.

CAPÍTULO 6 Resultados
6.2. PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD

Ajuste de valores basales.	
Poder / Potencia	100 %
Ganancia	35
Rango dinámico	145
TGC	Control deslizante lineal a la izquierda
FOV	Área de exploración de 13 cm
Número de focos	Inicialmente 4
Modo de ultrasonido	B
TSI (Tejido específico)	Musculo

Tabla 6.3: Ajustes de parámetros usados como valores basales para optimizar la imagen del sistema de ultrasonidos DP-10.

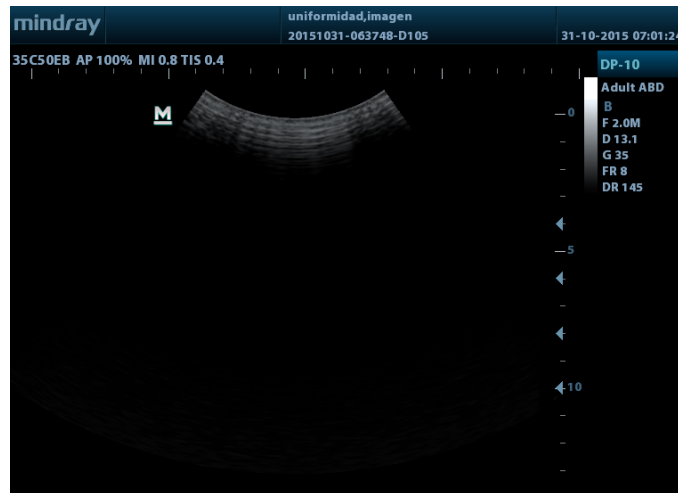


Figura 6.4: Monitor Led del ecógrafo modelo DP-10. A la derecha se muestran los parámetros de la imagen establecidos.

Ajuste de valores basales.	
Poder / Potencia	100 %
Ganancia	45
Rango dinámico	145
TGC	Control deslizante lineal a la izquierda
FOV	Área de exploración de 12 cm
Número de focos	Inicialmente 4
Modo de ultrasonido	2D/B
TSI (Tejido específico)	General

Tabla 6.4: Ajustes de parámetros usados como valores basales para optimizar la imagen del sistema de ultrasonidos SonoAce Pico.

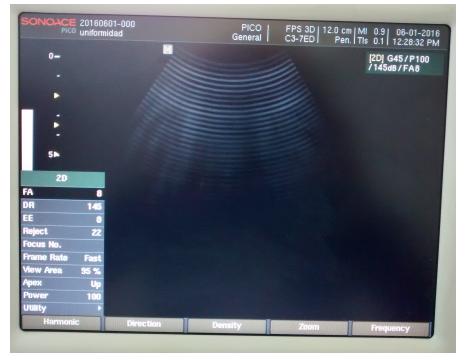


Figura 6.5: Monitor LCD del ecógrafo modelo SonoAce Pico. Abajo a la izquierda, se muestra un menú desplegable con los ajustes de imagen establecidos.

6.2.3. Uniformidad de la imagen.

Prueba espuma acústica

Con el objetivo de controlar y evitar el rebote del haz de ultrasonido (eco) para así reducir el ruido en la imagen ecográfica proveniente del fondo o superficie inferior del bloque de gelatina que conforma el maniquí, se hicieron pruebas en el maniquí con distintos materiales de aislante acústico.

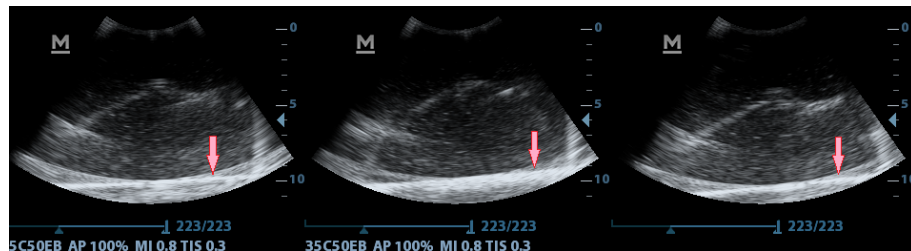


Figura 6.6: Resultado de la prueba con espuma acústica. Las flechas indica el final del bloque de gelatina.

La imagen ecográfica de la izquierda corresponde al maniquí colocado encima de un cubo de espuma acústica. En la imagen del centro no se coloca aislante acústico alguno, mas que solo una lamina de plástico transparente (PET). La imagen ecográfica de la derecha, corresponde al maniquí dentro de la caja elaborada con paredes de espuma acústica que cubre todos sus lados además de la base .

Al fondo del bloque de gelatina se presenta una zona hipoeoica con una línea hiperecoica bien definida, sin interrupciones y con una sombra acústica posterior, las cuales corresponden a ecos que se reflejan de la superficie inferior del maniquí.

En principio se esperaba que alguno de estos arreglos (con espuma acústica) redujera las áreas de no-uniformidad cercanas a la superficie inferior del maniquí, pero al examinar

CAPÍTULO 6 Resultados

6.2. PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD

las imágenes ecográficas anteriores observamos que en realidad meten un poco más de ruido. Esto podría deberse a que la eficiencia de la espuma acústica de poliuretano en el control de eco y reverberación radica en frecuencias medias y agudas, y los ecógrafos trabajan en frecuencias altas.

Por lo anterior, para el resto de las pruebas decidimos usar el arreglo con la lamina de plástico PET bajo la superficie del maniquí, ya que fue el arreglo en el que se observó menor ruido.

Ahora presentamos las imágenes ecográficas obtenidas para la prueba de uniformidad de la imagen.

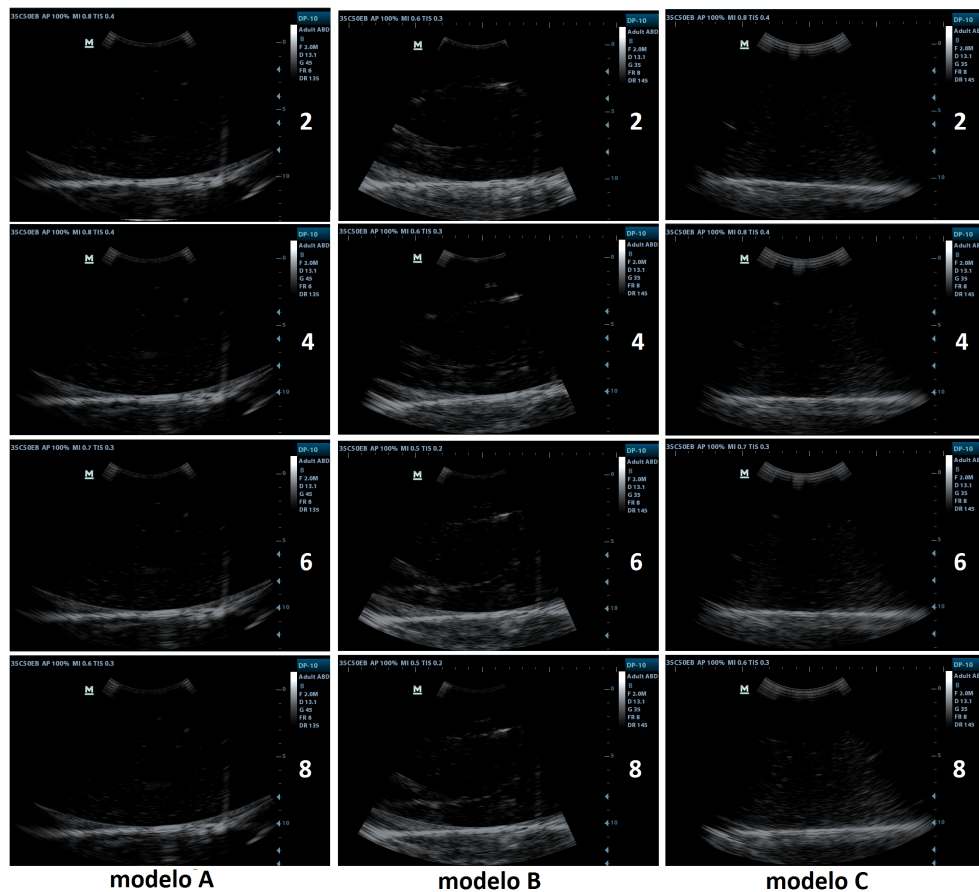


Figura 6.7: Serie de Imágenes ecográficas de las pruebas de uniformidad de los 3 modelos de maniqués. Se presentan 3 columnas de imagen (de izquierda a derecha) para los modelos A, B y C. Cada fila corresponde a la imagen con diferente zona o punto focal (de arriba hacia abajo) ubicada en 2, 4, 6 y 10 cm de profundidad.

En general, con los tres modelos (A, B, C) se puede observar la capacidad del ecógrafo para representar con el mismo brillo en la pantalla ecos de la misma profundidad. No hay presencia de bandas horizontales o rayas verticales, por lo que se descartan problemas de cristal dañado en el transductor o problemas del sistema de procesamiento de la imagen. La mejor uniformidad de imagen que se observa es la del modelo A, ya que hay ausencia

de áreas de no-uniformidades o artefactos de imagen. El que le sigue es el modelo C, aunque hay unos ecos provenientes del fondo o de los lados que hace que la imagen no sea del todo uniforme.

A diferencia de los anteriores, en el modelo B se observan algunos artefactos de imagen, que podrían deberse ecos provenientes de los objetos de prueba cercanos al área explorada del maniquí. Esto es un problema, ya que indican variaciones sutiles en la textura de la superficie suave y homogénea del maniquí.

6.2.4. Sensibilidad de ultrasonido y profundidad de penetración/visualización.

En lo siguiente se presentan las imágenes ecográficas obtenidas al variar la frecuencia, así como una tabla con las distancias en cm de la profundidad de visualización medida con la herramienta caliper del sistema de ultrasonidos. También se presenta una gráfica para realizar una mejor comparación de esta profundidad entre los tres diferentes modelos de maniquíes elaborados.

Frecuencia	Profundidad de visualización en (cm).		
	Modelo A	Modelo B	Modelo C
2MHZ	10.16	11.05	10.80
3.5MHZ	10.19	11.05	10.88
4.5MHZ	10.11	11.05	10.87
5MHZ	10.23	11.04	10.77
H5MHZ	10.02	11.03	10.73
H6MHZ	10.16	11.02	10.70

Tabla 6.5: Profundidad de penetración en función de la frecuencia.

La profundidad real del modelo de maniquí es de 11.5 cm , de la tabla se puede decir que el modelo que más se acerca a este valor es el modelo B. También observamos de los tres modelo que el valor de la profundidad de visualización cambia al variar la frecuencia, por lo cual fue posible comprobar que efectivamente la profundidad de visualización depende la frecuencia.

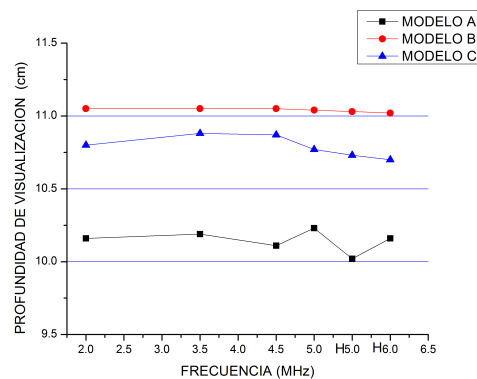


Figura 6.8: Gráfica de profundidad de visualización. Se muestra la profundidad de visualización en función de la frecuencia para los modelos A, B y C de maniquíes.

CAPÍTULO 6 Resultados
6.2. PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD

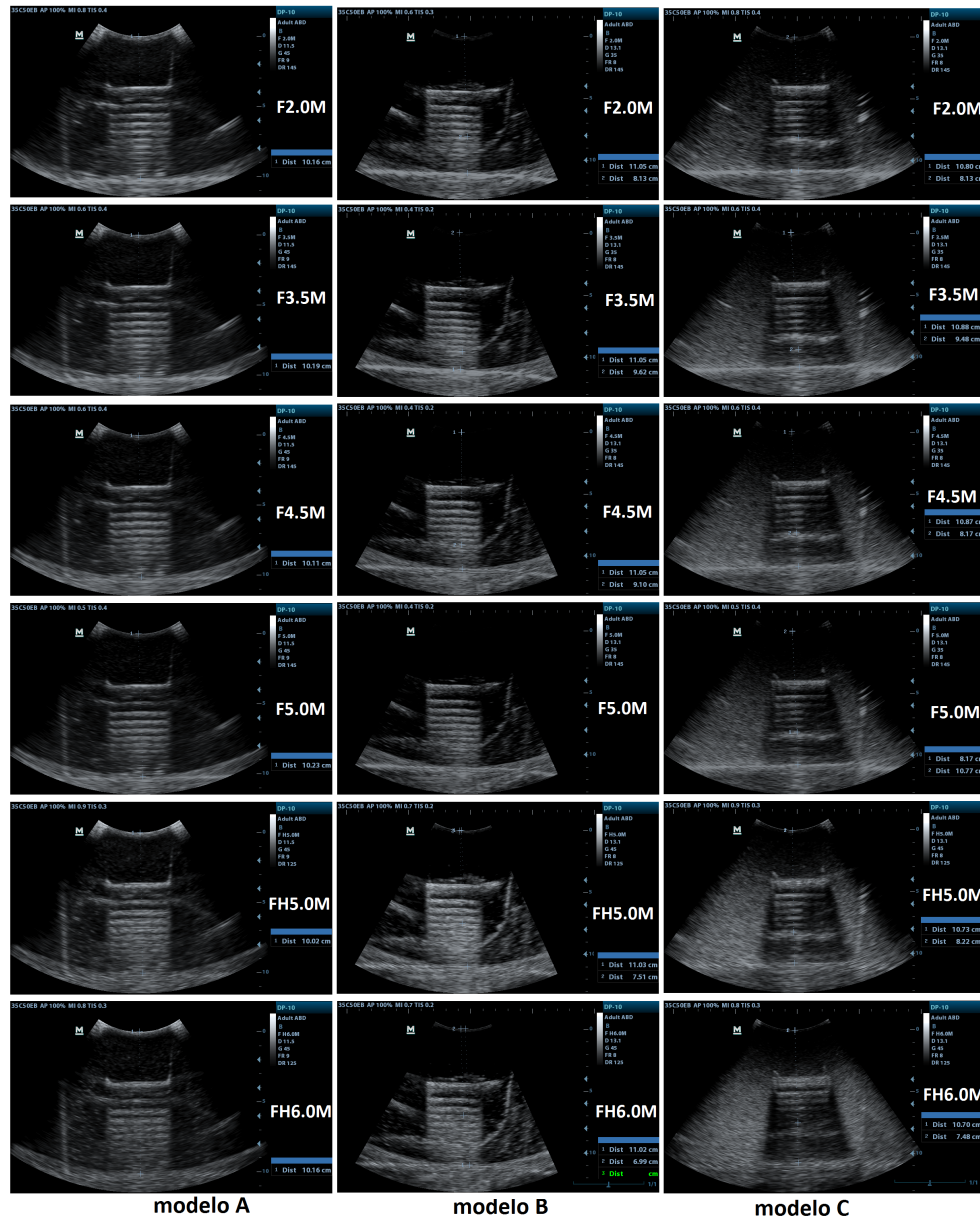


Figura 6.9: Serie de Imágenes ecográficas de las pruebas de profundidad de penetración de los 3 modelos de maniqués. Se presentan 3 columnas de imagen (de izquierda a derecha) para los modelos A, B y C. (De arriba hacia abajo) Cada fila corresponde a la imagen con diferente frecuencia de operación, entre ellas: 2MHz, 3.5MHz, 4.5MHz, 5MHz, 5.5MHz, y 6MHz.

6.2.5. Precisión de medidas.

Para valorar cualitativamente la precisión de las distancias medidas en función de la zona focal, se incluyen una serie de imágenes ecográficas de los modelo A, B y C obtenidas

de las exploraciones.

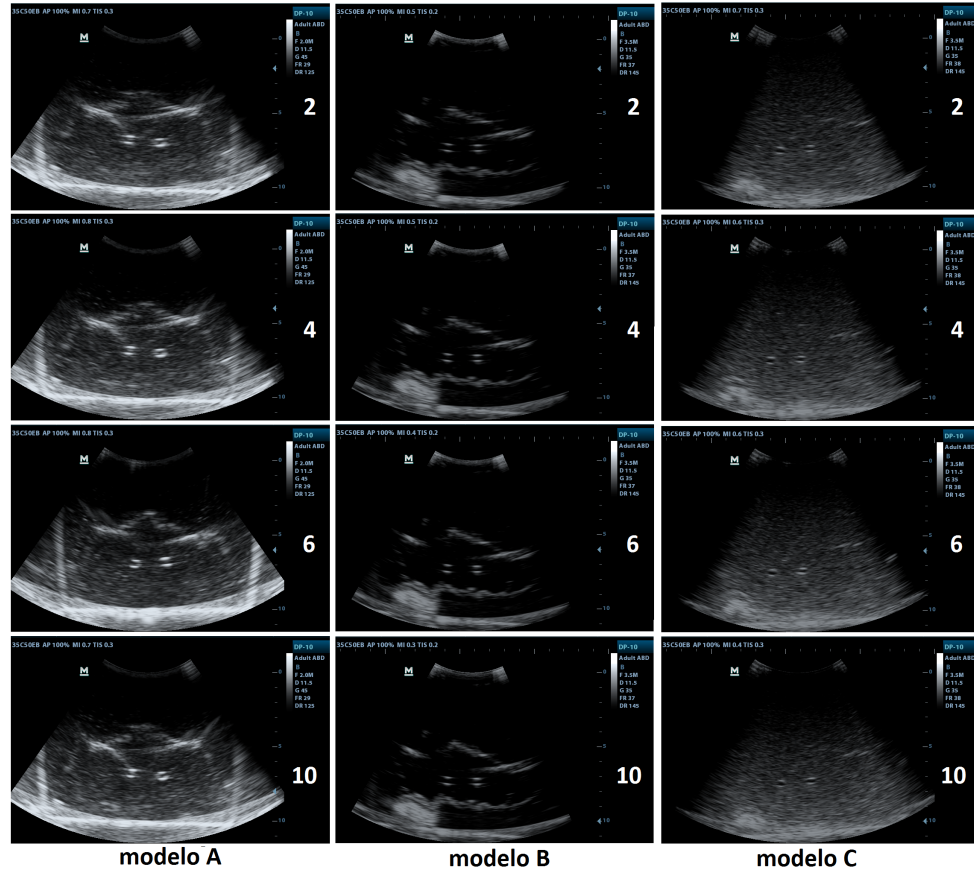


Figura 6.10: Precisión de medidas sobre la imagen ecográfica del corte transversal de las cavidades llenas de agua. Se presentan 3 columnas de imagen (de izquierda a derecha) para los modelos A, B y C. Cada fila corresponde a la imagen con diferente zona o punto focal (de arriba hacia abajo) ubicado en 2, 4, 6 y 10 cm de profundidad.

También se incluye una tabla con los valores de las distancias medidas experimentalmente sobre cada imagen ecográfica del corte transversal de las cavidades llenas de agua.

CAPÍTULO 6 Resultados
6.2. PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD

Modelo	Posición focal	Distancia 1	Distancia 2	Distancia 3	Distancia 4
A	2	0.43cm	0.46cm	2.10cm	6.95cm
	4	0.43cm	0.46cm	2.07cm	6.95cm
	6	0.49cm	0.46cm	2.07cm	6.75cm
	10	0.40cm	0.43cm	2.13cm	6.97cm
B	2	0.39cm	0.45cm	2.03cm	7.13cm
	4	0.39cm	0.45cm	1.97cm	7.14cm
	6	0.37cm	0.45cm	2.01cm	7.14cm
	10	0.39cm	0.47cm	1.99cm	7.12cm
C	2	0.35cm	0.39cm	2.01cm	7.40cm
	4	0.33cm	0.37cm	2.03cm	7.36cm
	6	0.35cm	0.33cm	2.05cm	7.44cm
	10	0.32cm	0.32cm	2.04cm	7.32cm

Tabla 6.6: Precisión de medidas en función de la zona focal.

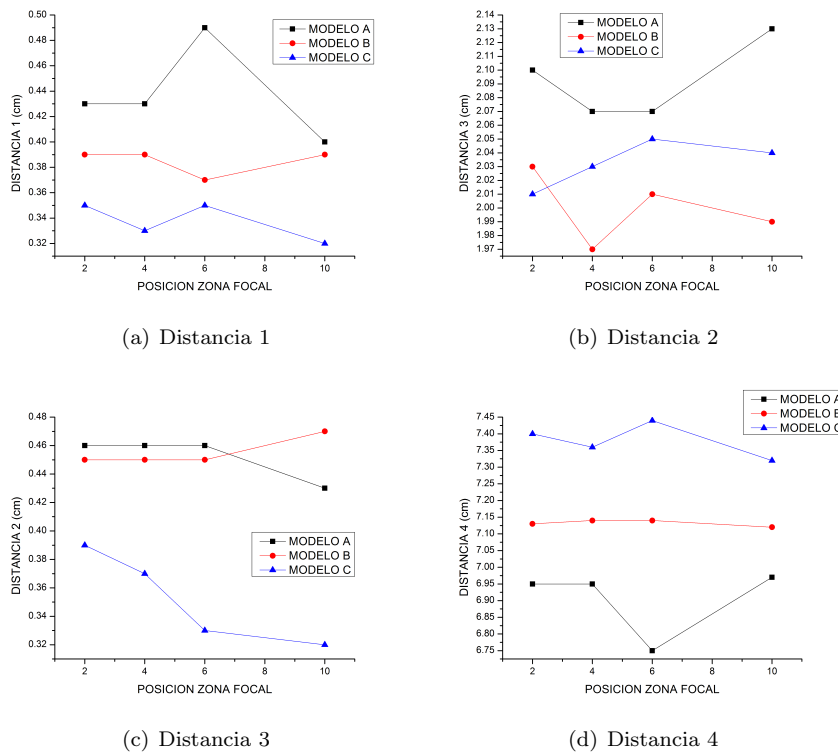


Figura 6.11: Gráficas de la precisión de las distancias medidas en función de la posición de la zona focal.

Da la tabla 6 tomamos como referencia que la desviación permitida para la distancia vertical (Distancias 1 y 2 real = 0.5 cm) debe ser $\leq \pm 1$ mm o $\pm 1,5\%$, y la desviación permitida para la distancia horizontal (Distancia 3 real = 2 cm) debe ser $\leq \pm 3$ mm o $\pm 3\%$. Por ello el modelo con el que el sistema calcula con mayor exactitud la distancia vertical conocida es el A. Y el modelo con el que calcula mayor exactitud en la distancia horizontal es el B.

Además, al observar la imágenes ecográficas con diferente posición de la zona focal, notamos que la región donde se obtiene mayor precisión en las medidas es justamente la posición a la altura de las cavidades llenas de agua.

6.2.6. Visualización de estructuras pequeñas u objetos anecoicos.

A continuación se presentan los resultados obtenidos para esta prueba. Con esta prueba se logro determinar la capacidad del sistema de ultrasonidos para detectar y mostrar con cierta precision las dimensiones de la uva, así como las diferentes densidades que contenía en su interior. La calidad de la imagen ecográfica de la uva fue buena en los modelos A y B, ya que se logro visualizar como clara y rellena. A diferencia del modelo C, donde el contraste entre la uva y el fondo del modelo fue muy pobre, ya que no se logro apreciar bien las orillas de la uva.

La siguiente tabla y gráfica muestran los valores del diámetro y altura de la uva medidos en cada exploración realizada de los modelos A, B y C. Estos datos son auxiliares en la comparación cuantitativa de cada modelo, ya que del valor del diámetro se puede observar que es muy importante el contraste entre la uva y el fondo, esto para distinguirlos mejor y tener mayor precisión en las medidas.

Distancia de punto focal	Modelo					
	A		B		C	
	Diámetro	Altura	Diámetro	Altura	Diámetro	Altura
2	3.36 cm	2.27 cm	2.97 cm	2.16 cm	2.73 cm	2.20 cm
4	3.36 cm	2.28 cm	2.93 cm	2.04 cm	3.03 cm	2.15 cm
6	3.34 cm	2.11 cm	2.89 cm	2.09 cm	3.03 cm	2.12 cm
8	3.42 cm	2.22 cm	2.98 cm	2.06 cm	2.97 cm	2.15 cm
10	3.39 cm	2.20 cm	3.00 cm	2.15 cm	3.05 cm	2.17 cm

Tabla 6.7: Diámetro y altura de objeto de prueba en función de la profundidad de la zona focal.

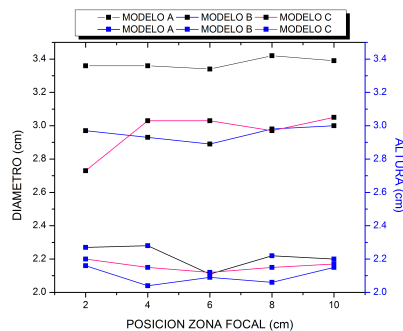


Figura 6.12: Gráfica de el diámetro y altura de la uva. Para los modelos A, B y C, con diferente zona o punto focal ubicado en 2, 4, 6, 8 y 10 cm de profundidad.

CAPÍTULO 6 Resultados

6.2. PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD

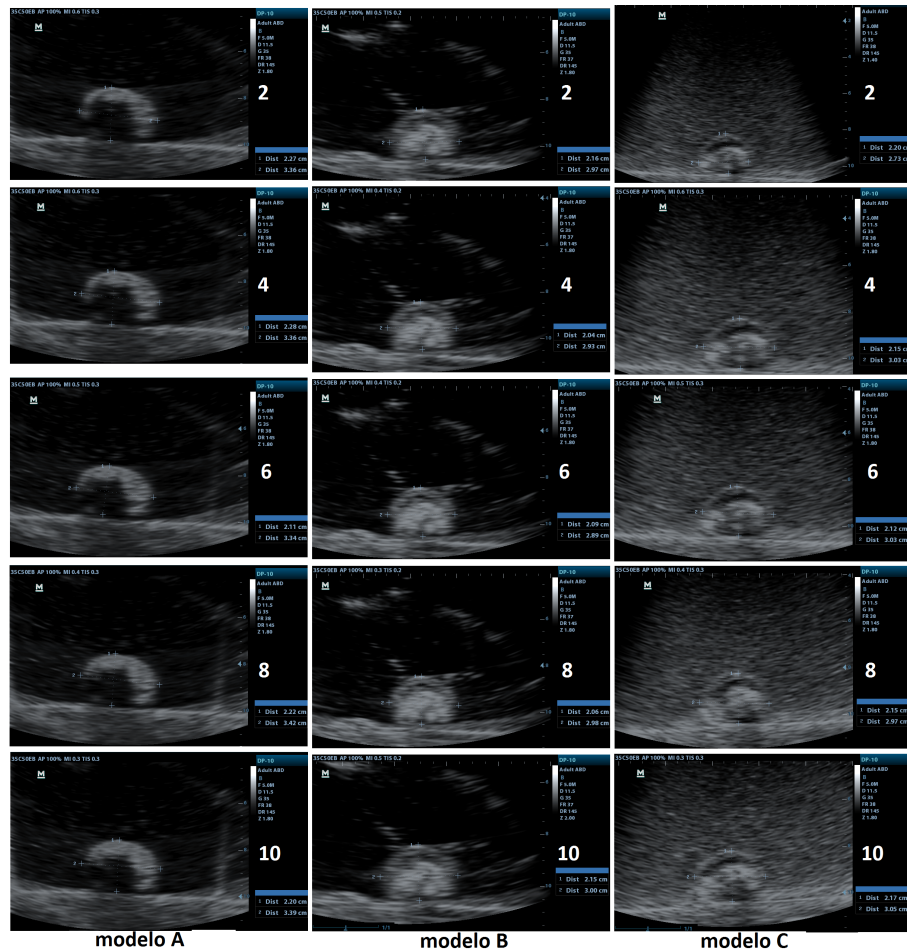


Figura 6.13: Imagen ecográfica de la exploración sobre la uva para la prueba de visualización de objetos. Se presentan 3 columnas de imagen (de izquierda a derecha) para los modelos A, B y C respectivamente. Cada fila corresponde a la imagen con diferente zona o punto focal (de arriba hacia abajo) ubicado en 2, 4, 6, 8 y 10 cm de profundidad.

Debido a que el sistema de ultrasonido SonoAce Pico no detecto el dispositivo USB destinado para guardar copias de las imágenes ecográficas, no fue posible analizar las imágenes, tal como se hizo con las obtenidas del sistema de ultrasonidos DP-10. Para un análisis más cualitativo, a continuación se presentan imágenes (tomadas con una cámara fotográfica) de un corte transversal de la uva adquiridas durante la exploración con el sistema de ultrasonidos SonoAce Pico.

La exploración se hizo al modelo B y comparando con la las imágenes ecográficas obtenidas con el sistema de ultrasonidos DP-10, podemos decir que el equipo SonoAce Pico tiene mayor capacidad para detectar y mostrar con mayor precisión las estructuras.

CAPÍTULO 6 Resultados

6.2. PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD

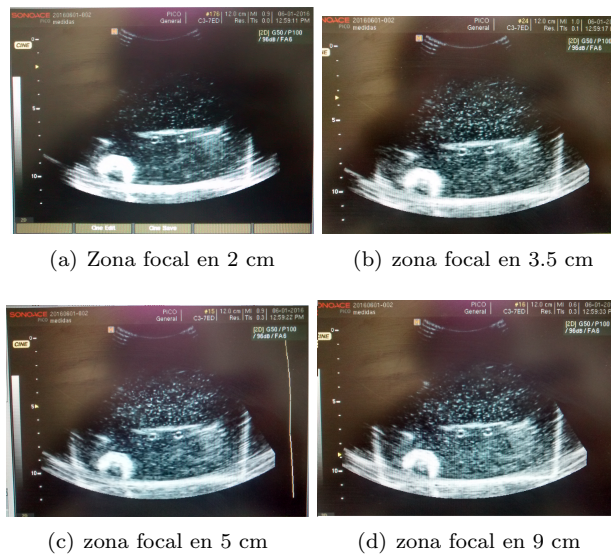


Figura 6.14: Imagen ecográfica de la uva en un corte transversal, con distinta zona focal.

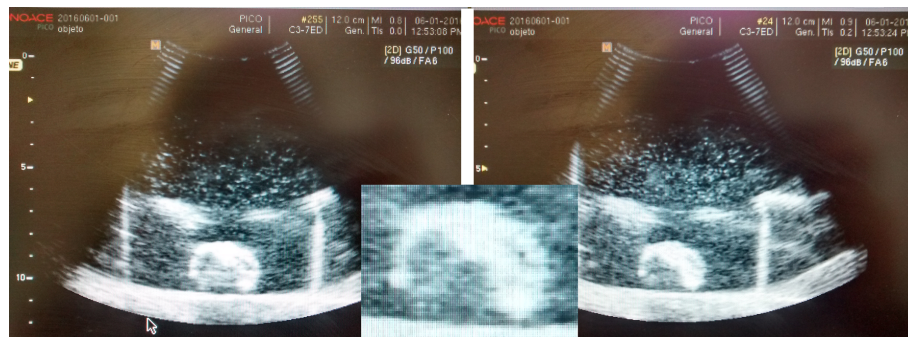


Figura 6.15: Imagen ecográfica de la uva en un corte longitudinal. (A la izquierda) Imagen ecográfica de la uva con zona focal en 2cm. (A la Derecha) Imagen ecográfica con zona focal en 5 cm. Al centro de ambas imágenes, el zoom del la uva para visualizar a más detalle su forma.

6.2.7. Resolución axial.

Aunque los datos no se presentaron aquí, se hicieron algunas medidas con ganancia de 45 y otros valores. Esto con el objetivo de ver si la Ganancia cambia los resultados de la resolución espacial.

Al explorar los 3 diferentes modelos, nos centramos en la ganancia más favorable de 45.

CAPÍTULO 6 Resultados
6.2. PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD

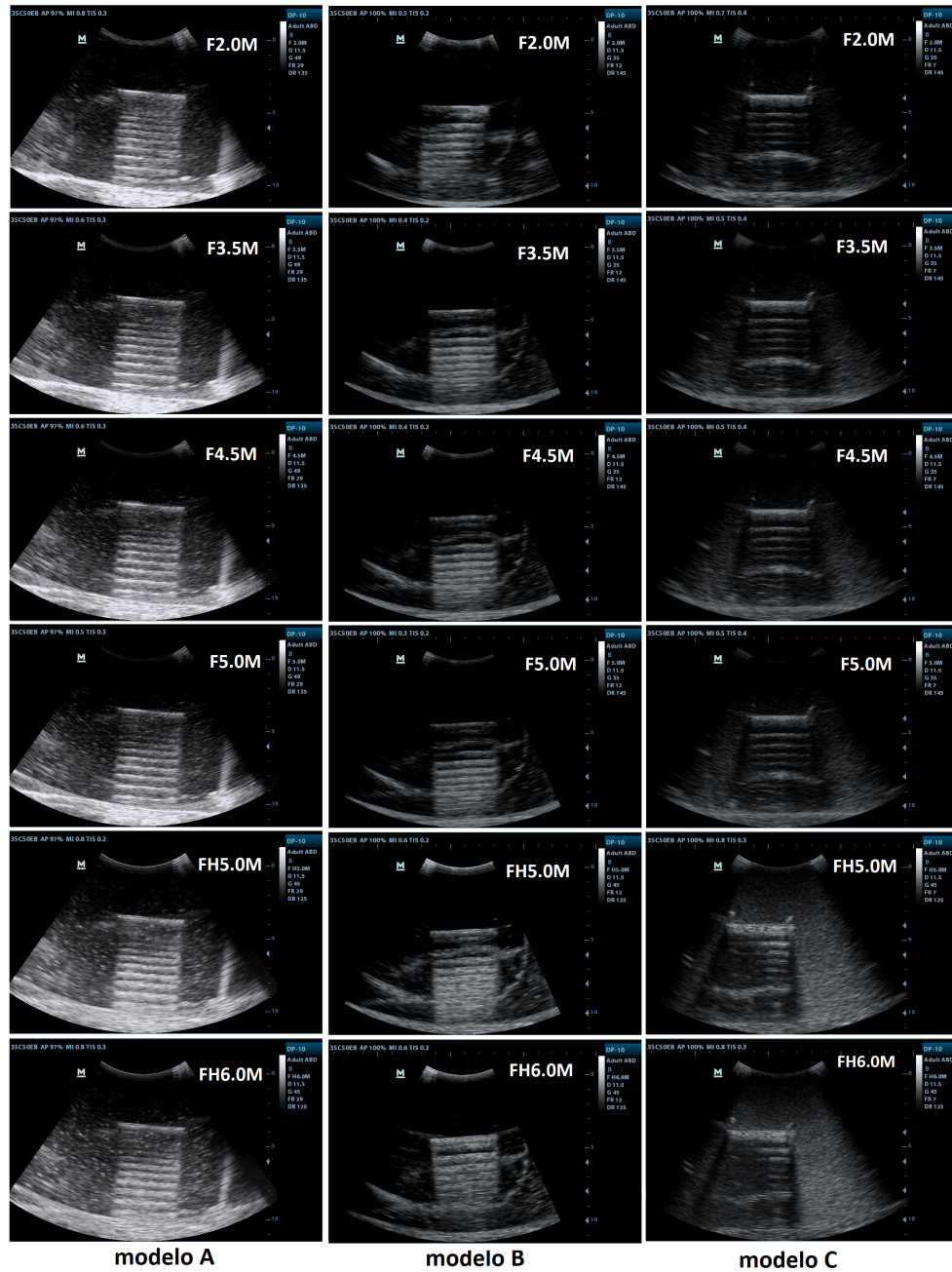


Figura 6.16: Imágenes ecográficas de la rejilla para la prueba de resolución axial a distintas frecuencias en MHz, con Ganancia de 49. Se presentan 3 columnas de imagen (de izquierda a derecha) para los modelos A, B y C. (De arriba hacia abajo) Cada fila corresponde a la imagen con diferente valor de frecuencia operacional, entre ellas: 2MHz, 3.5MHz, 4.5MHz, 5MHz, H5MHz, y H6MHz.

Después de usar las formulas para calcular la resolución axial, tenemos nuestros valores teóricos de nuestra resolución. Con la rejilla se observa (a ojo) si nuestra resolución

CAPÍTULO 6 Resultados
6.2. PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD

medida se compara a estos valores teóricos.

Además, da la tabla 6 tomamos como referencia que la resolución esperada es ≤ 2 mm para frecuencia ≤ 4 MHz y ≤ 1 mm para frecuencia > 4 MHz. Por lo tanto el modelo A es el que mejor resolución axial presenta.

Tabla 6.8: Resolución axial teórica y experimental de los diferentes modelos de maniquí.

Frecuencia	Resolución axial teórica	Resolución axial experimental modelo A	Resolución axial experimental modelo B	Resolución axial experimental modelo C
2 MHz	0.38 mm	0.20 cm	0.30 cm	0.30 cm
3.5 MHz	0.22 mm	0.25 cm	0.35 cm	0.30 cm
4.5 MHz	0.17 mm	0.30 cm	0.40 cm	0.35 cm
5 MHz	0.15 mm	0.30 cm	0.45 cm	0.35 cm
H5 MHz	cm	0.30 cm	0.50 cm	0.35 cm
H6 MHz		0.30 cm	0.55 cm	0.35 cm

Comparación del valor teórico con el experimental.

Para comparar la exploración de la rejilla vertical con el sistema de ultrasonido SonoAce Pico, se presentan las siguientes imágenes (fotografías del monitor de SonoAce Pico).

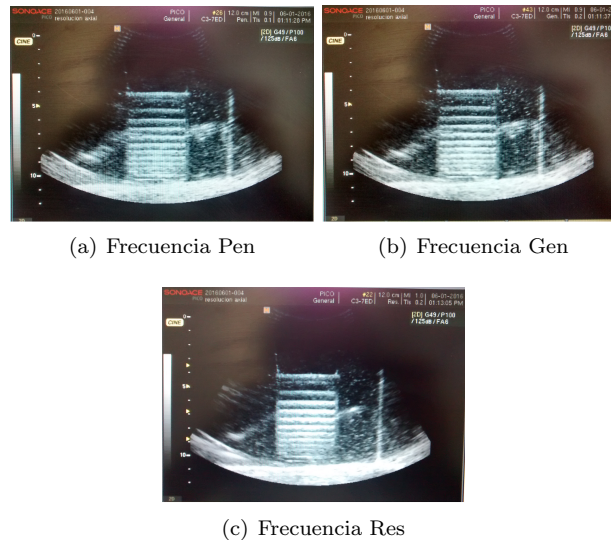


Figura 6.17: Imagen ecográfica de la rejilla vertical a distintas frecuencias, obtenidas con el ecógrafo SonoAce Pico.

De las imágenes ecográficas obtenidas con el sistema de ultrasonido SonoAce Pico, se puede observar que tiene mejor resolución axial en comparación con la que se observa con el equipo DP-10. Para esta prueba se exploró el modelo B de maniquí elaborado. Con frecuencias Pen, Gen, Res, se hace referencia a los valores de frecuencia con los que se puedo explorar.

6.2.8. Resolución lateral.

Después de usar las formulas para calcular la resolución Lateral, tenemos nuestros valores teóricos de nuestra resolución; este valor solo fue calculado para la frecuencia de 3.5 MHz, que es la frecuencia central del transductor. Con la rejilla se observa (a ojo) como cambia la resolución lateral entre los tres diferentes modelos y si nuestra resolución se compara a los valores teóricos.

Tabla 6.9: Resolución lateral teórica calculada para la frecuencia central del transductor y resolución experimental de los diferentes modelos de maniquí variando la frecuencia.

Frecuencia	Resolución lateral teórica	Resolución lateral experimental modelo A	Resolución lateral experimental modelo B	Resolución lateral experimental modelo C
2 MHz	-	0.35 cm	0.30 cm	0.40 cm
3.5 MHz	0.035 cm	0.35 cm	0.30 cm	0.40 cm
4.5 MHz	-	0.35 cm	0.30 cm	0.45 cm
5 MHz	-	0.35 cm	0.30 cm	0.45 cm
H5 MHz	-	0.35 cm	0.30 cm	0.40 cm
H6 MHz	-	0.35 cm	0.25 cm	0.40 cm

Comparación del valor teórico con el experimental.

Se puede observar que los resultados no cambian mucho aun después de varia la frecuencia. De los datos de la tabla y la gráfica podemos decir que aunque los valores de resolución lateral obtenidos difieren mucho del valor teórico esperado, los tres modelos A, B y C presentan resolución lateral de magnitud similar. Siendo el modelo B el que presenta una mejor resolución lateral del sistema de ultrasonidos.

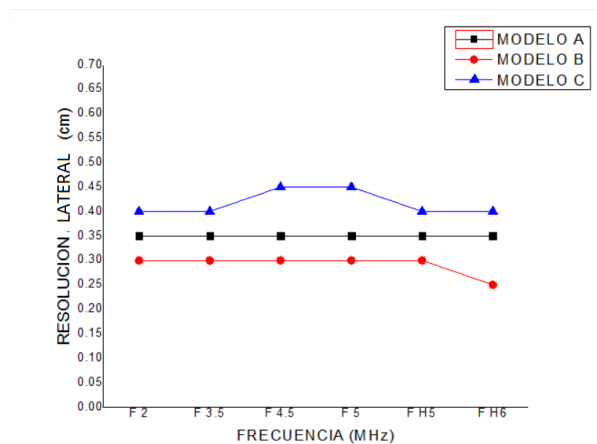


Figura 6.18: Gráfica de resolución lateral (cm) en función de la frecuencias en MHz. Se presentan los valores observados de la resolución lateral para los modelos A, B y C con diferente valor de frecuencia operacional, entre ellas: 2MHz, 4.5MHz, 5MHz, H5MHz, y H6MHz.

CAPÍTULO 6 Resultados
6.2. PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD

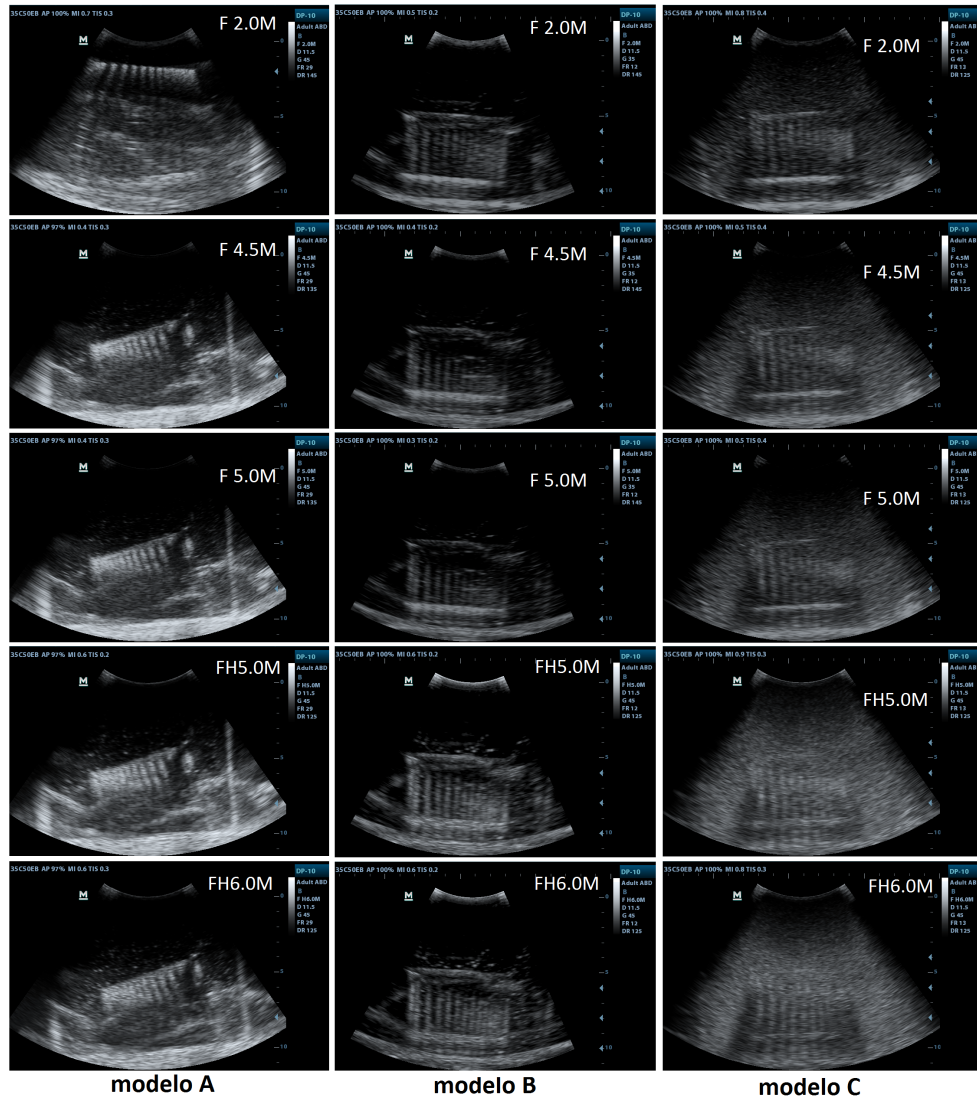
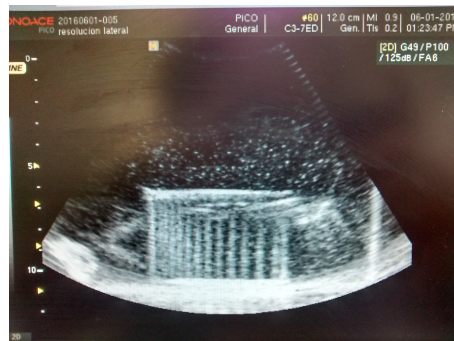
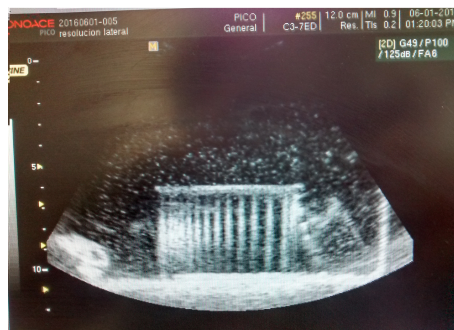


Figura 6.19: Imágenes ecográficas de la rejilla para la prueba de resolución lateral a distintas frecuencias en MHz. Se presentan 3 columnas de imagen (de izquierda a derecha) para los modelos A, B y C. (De arriba hacia abajo) Cada fila corresponde a la imagen con diferente valor de frecuencia operacional, entre ellas: 2MHz, 4.5MHz, 5MHz, H5MHz, y H6MHz.

Para comparar la exploración de la rejilla horizontal con el sistema de ultrasonido SonoAce Pico, se presentan las siguientes imágenes (fotografías del monitor de SonoAce Pico). Ver figura (6.20) Se puede observar que la exploración del modelo B con este equipo, se realizo con dos valores diferentes de frecuencias (las cuales el equipo SonoAce Pico las refiere como frecuencia Gen y frecuencia Res). A simple vista se puede observar que este equipo presenta mejor resolución lateral que la que se ve con el equipo DP-10.



(a) Frecuencia Gen



(b) Frecuencia Res

Figura 6.20: Imagen ecográfica de la rejilla horizontal a distintas frecuencias, obtenidas de la exploración al maniquí modelo B con el ecógrafo SonoAce Pico.

6.2.9. Resolución de campo cercano o zona muerta.

A continuación se muestran los resultados obtenidos para esta sección de prueba, en la tabla 6.10 se incluyen las distancias medidas de la profundidad en cm de la zona muerta, esto para cada modelo (A, B, C) y en función de la distinta frecuencia operacional permitida por el sistema de ultrasonido DP-10.

Podemos ver que los valores medidos de la profundidad de la zona muerta que más se acercan a los valores especificados de la tabla 6 son los del modelo B y cercanos a este los del modelo A.

Modelo	Zona muerta en función de la frecuencia operacional					
	2MHz	3.5MHz	4.5MHz	5MHz	H5MHz	H6MHz
A	0.41 cm	0.3 cm	0.37 cm	0.33 cm	0.30 cm	0.30 cm
B	0.86 cm	0.31 cm	0.30 cm	0.25 cm	0.38 cm	0.31 cm
C	0.33 cm	0.27 cm	0.28 cm	0.26 cm	0.31 cm	0.34 cm

Tabla 6.10: Profundidad de la zona muerta en función del valor de la frecuencia operacional del transductor.

CAPÍTULO 6 Resultados
6.2. PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD

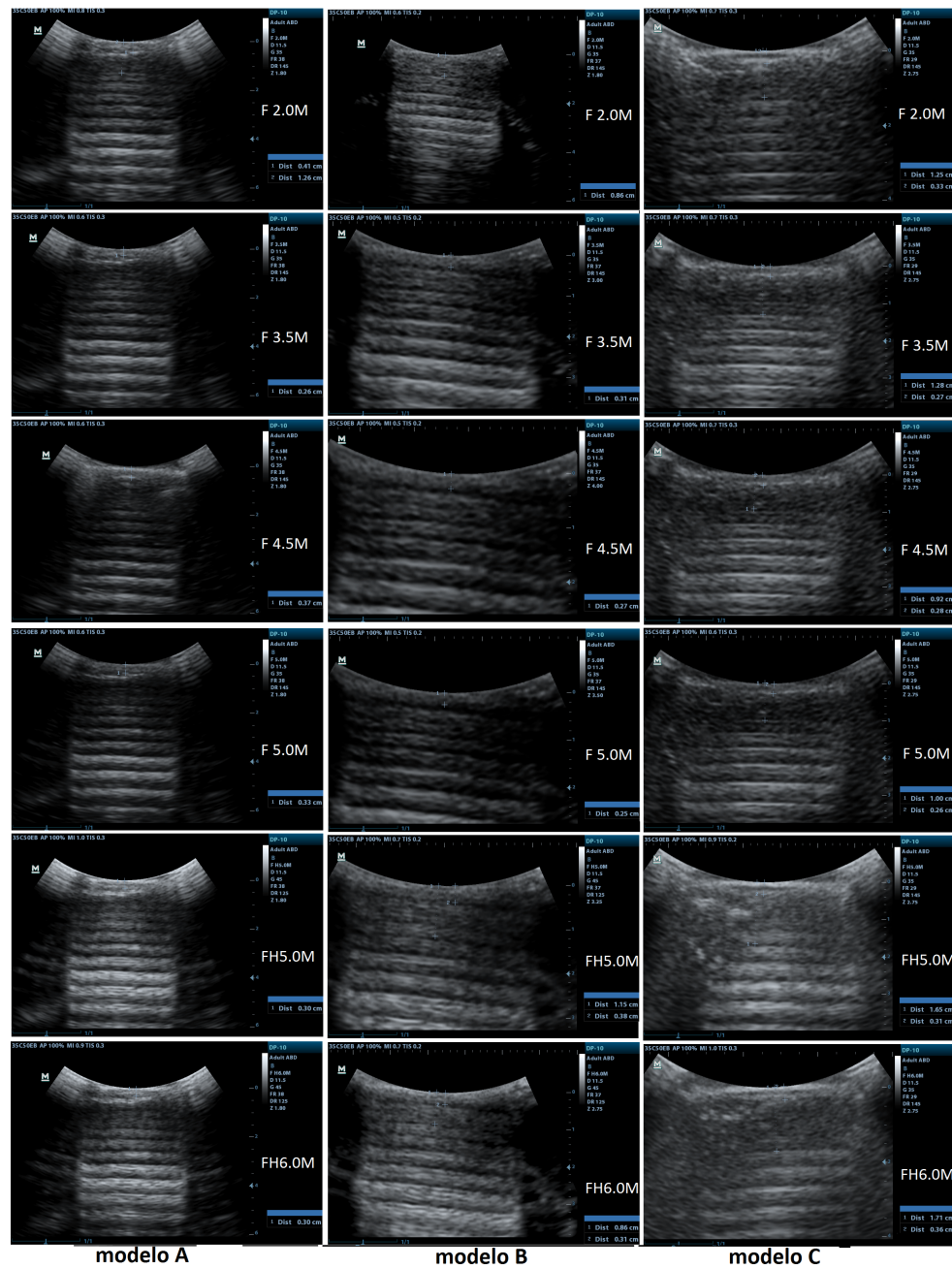
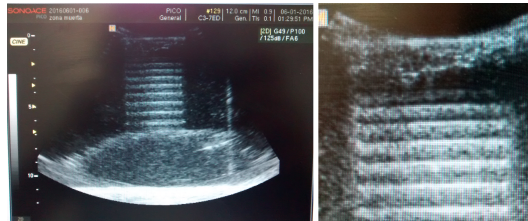


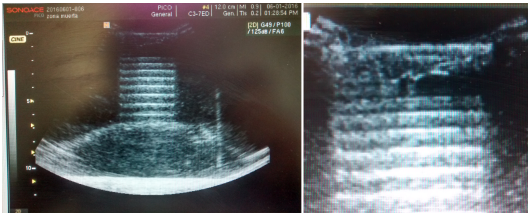
Figura 6.21: Imágenes ecográficas de la rejilla vertical para la prueba de zona muerta en función de la frecuencias en MHz. Se presentan 3 columnas de imagen (de izquierda a derecha) para los modelos A, B y C. (De arriba hacia abajo) Cada fila corresponde a la imagen con diferente valor de frecuencia operacional, entre ellas: 2MHz, 3.5MHz, 4.5MHz, 5MHz, H5MHz, y H6MHz.

Para comparar la exploración realizada con el sistema DP-10 con la realizada con el sistema de ultrasonidos SonoAce Pico al maniquí modelo B, se presentan las siguientes

imágenes (fotografías del monitor de SonoAce Pico). Ver figura (6.22) En estas imágenes se observa la exploración sobre la rejilla vertical, variando la posición de la zona focal en 2 cm y 5 cm.



(a) Zona focal en 2 cm



(b) Zona focal en 5 cm

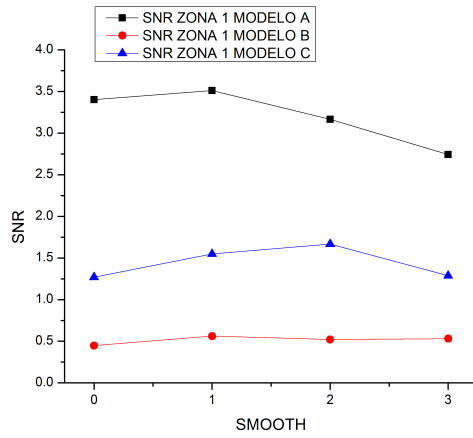
Figura 6.22: Imágenes ecográficas de la rejilla vertical con distinta posición de la zona focal, obtenidas de la exploración al maniquí modelo B con el ecógrafo SonoAce Pico.

6.2.10. Coeficiente señal ruido (SNR).

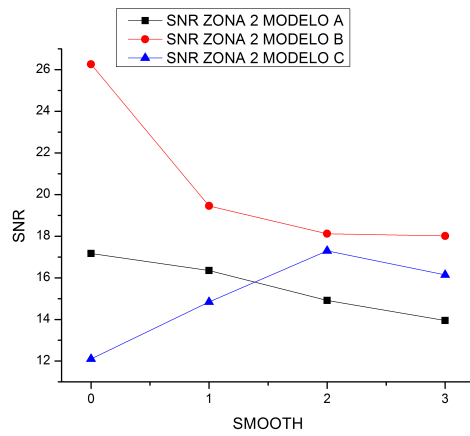
En la siguiente tabla (6.11) se incluyen el valor de la desviación estándar que indica el nivel de ruido, los valores promedio de la señal en la zona 1, 2, 3, así como el valor del coeficiente señal-ruido calculado para cada una de estas tres zonas. Esto para cada exploración de los modelos A, B, C en función del valor del parámetro Smooth.

Modelo	Smooth	Señal zona 1	Señal zona 2	Señal zona 3	SNR zona 1	SNR zona 2	SNR zona 3	σ
A	0	37.393	188.808	70.633	3.401	17.175	6.425	10.993
	1	40.694	189.558	71.086	3.510	16.352	6.1323	11.592
	2	41.102	193.622	73.355	3.165	14.912	5.649	12.984
	3	37.763	192.051	66.947	2.742	13.947	4.861	13.77
B	0	1.633	95.763	14.425	0.447	26.265	3.956	3.646
	1	2.803	96.955	13.478	0.562	19.453	2.704	4.984
	2	2.802	97.571	14.398	0.520	18.119	2.673	5.385
	3	2.896	98.237	11.717	0.531	18.015	2.148	5.453
C	0	11.038	105.096	59.178	1.270	12.100	6.813	8.685
	1	11.462	109.859	56.885	1.548	14.845	7.687	7.4
	2	10.802	111.974	60.741	1.668	17.298	9.383	6.473
	3	7.695	96.378	57.783	1.289	16.146	9.680	5.969

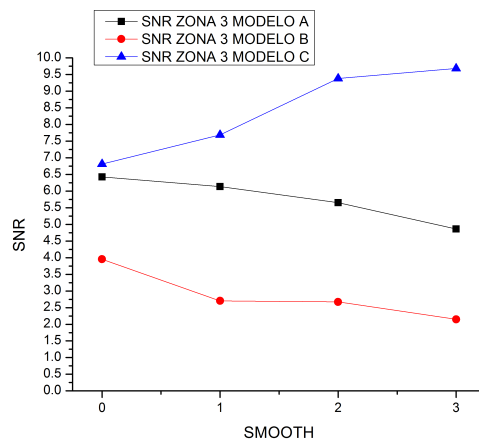
Tabla 6.11: SNR en función del valor de SMOOTH para cada una de las 3 zonas.



(a) Zona 1



(b) Zona 2



(c) Zona 3

Figura 6.23: Gráfica del SNR en función del SMOOTH para cada una de las 3 zona.

CAPÍTULO 6 Resultados

6.2. PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD

Para realizar una comparación más cualitativa se presentan las serie de imágenes ecográficas de cada modelo (A, B, C) obtenidas con el sistema de ultrasonidos DP-10. El número 0, 1, 2, y 3 en cada imagen hace referencia al valor de smooth establecido para dicha exploración.

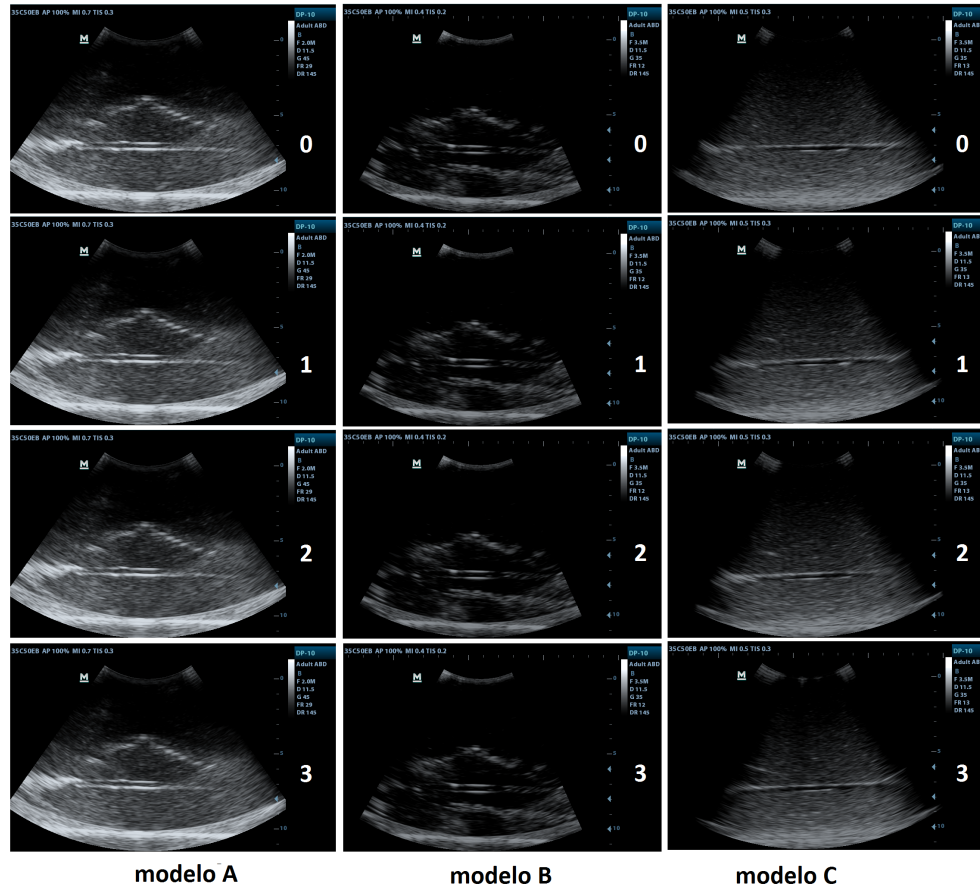


Figura 6.24: Imagen ecográfica de los maniqués modelos A, B y C con distintos valores de Smooth (0, 1, 2, 3).

De las imágenes ecográficas y de las gráficas podemos observar que el modelo que menor ruido presenta es el B, observando también que al aumentar el valor de smooth la razón señal a ruido se reduce.

6.2.11. Coeficiente contraste ruido (CNR).

A continuación se presenta la serie de imágenes ecográficas obtenidas de la exploración de los modelos A, B, C, con distintos valores de frecuencia operacional permitidos por el ecógrafo DP-10. Ver figura 6.25.

En el examen longitudinal, las cavidades llenas de agua se presentan como un conjunto de líneas hiperecoicas delgadas, distribuidas de manera paralela, con una trayectoria recta,

CAPÍTULO 6 Resultados
6.2. PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD

agrupadas a todo lo largo y ancho de la imagen. Las distintas frecuencias en MHz usadas, son las que el ecografo del laboratorio de Física Médica de la Buap dio como opción.

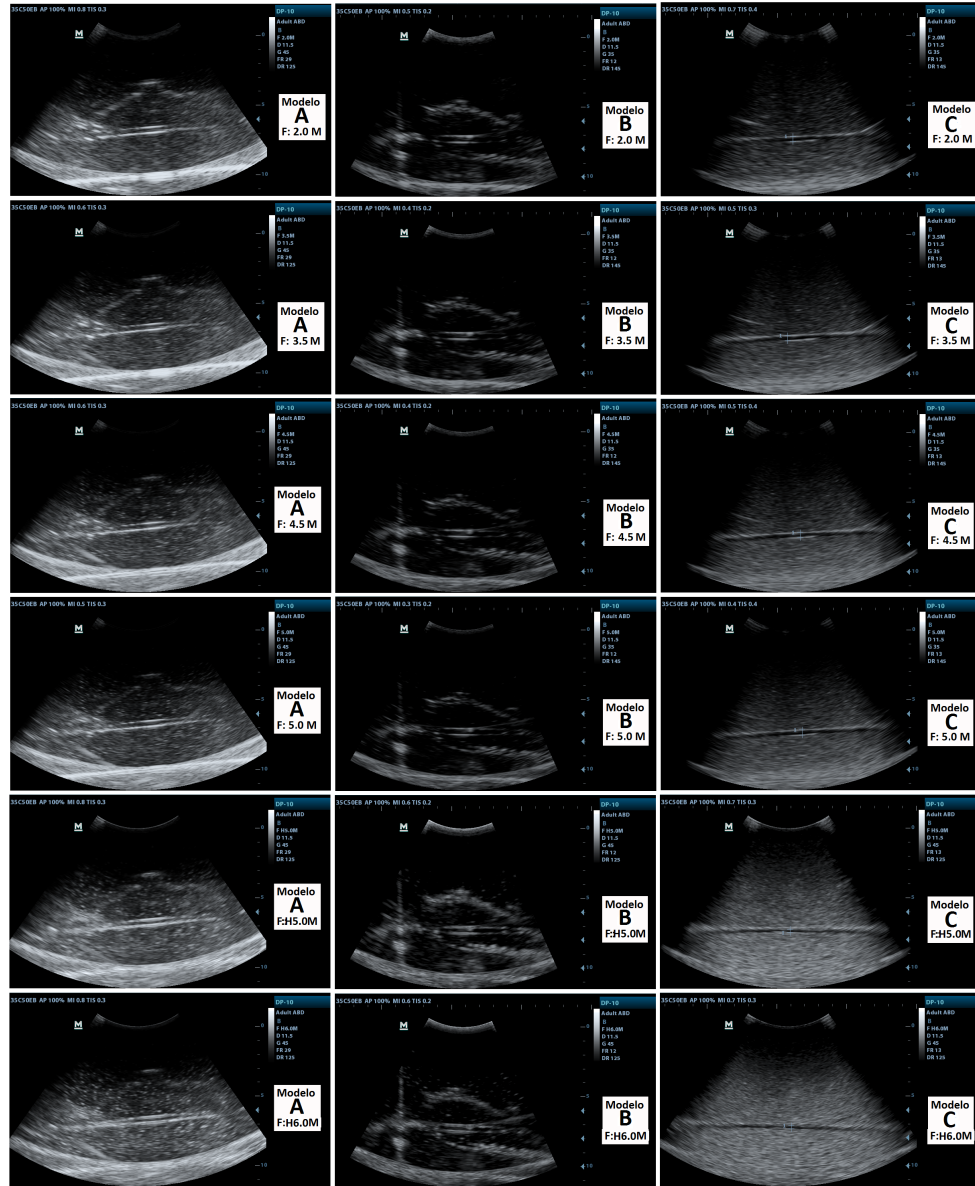


Figura 6.25: Imagen ecográfica longitudinal de las cavidades llenas de agua, para los 3 diferentes modelos de maniquí a distintas frecuencias en MHz.

En la siguiente tabla 6.12 se presentan los valores calculados del coeficiente contraste-ruído (CNR) para cada modelo A, B, C de maniquí elaborados. Con SNR1 se hace referencia al coeficiente señal-ruído de la zona 1, que es la zona donde hay señal de objetivo de prueba (señal de la orilla de la cavidad llena de agua). Con SNR2 se hace referencia al coeficiente señal-ruído de la zona 2, zona sin objetivo de prueba (cualquier zona de la imagen donde la señal es homogénea).

CAPÍTULO 6 Resultados
6.2. PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD

Frecuencia	Modelo								
	A			B			C		
	CNR	SNR1	SNR2	CNR	SNR1	SNR2	CNR	SNR1	SNR2
2MHZ	9.007	11.111	2.103	69.989	70.310	0.320	4.829	6.867	2.037
3.5MHZ	8.904	10.902	1.998	151.179	151.309	0.130	7.763	10.423	2.659
4.5MHZ	8.630	10.767	2.137	87.010	87.150	0.139	4.612	7.676	3.063
5MHZ	9.022	11.043	2.020	62.119	62.263	0.143	5.004	7.866	2.861
H5MHZ	6.782	9.465	2.682	20.539	20.807	0.267	2.694	7.245	4.551
H6MHZ	6.265	9.151	2.886	17.709	18.019	0.310	0.608	5.213	4.604

Tabla 6.12: CNR en función de la frecuencia.

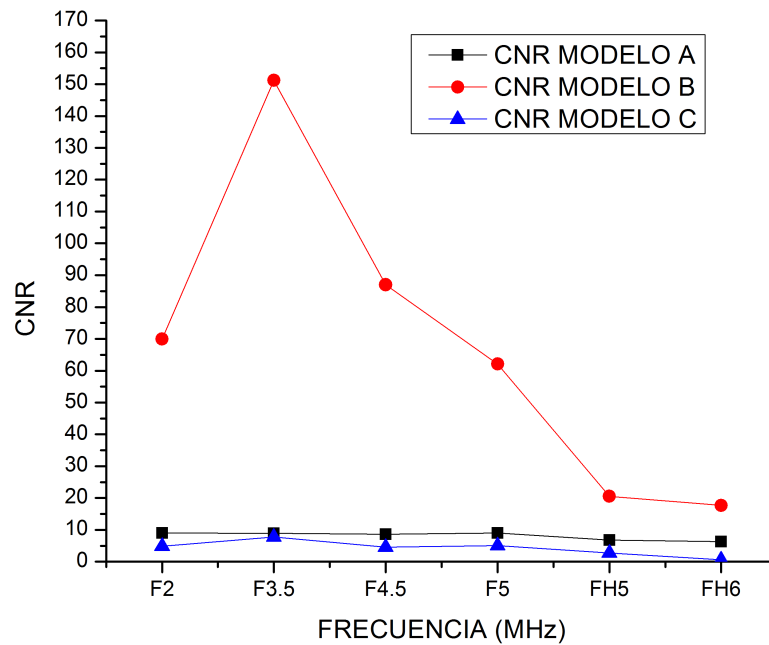


Figura 6.26: Gráfica de CNR, para los 3 diferentes modelos de maniquí a distintas frecuencias en MHz.

De la gráfica y de las imágenes, podemos decir que el modelo que mayor contraste presenta es el modelo B, lo cual es muy útil a la hora de hacer las diferentes pruebas de control de calidad porque ayuda a distinguir los diferentes objetos de prueba ubicados dentro de cada modelo de maniquí elaborado.

6.2.12. Densidad.

En la siguiente Tabla 6.13 se muestran los valores del volumen y de la masa, como también el valor de densidad calculado para cada modelo.

Tabla 6.13: Valor de densidad para cada modelo de maniquí.

Modelo	Volumen	Masa	Densidad
A	2900 ml	2921.1 gr	1.00 gr/ml
B	2900 ml	2985.9 gr	1.03 gr/ml
C	2900 ml	2836.66 gr	0.97 gr/ml



Figura 6.27: Muestras de los modelos A, B y C de cada maniquí elaborado.

En general las densidades obtenidas son muy similares a las que se presentan en la Tabla 1.1 de las propiedades acústicas de los tejidos biológicos. La densidad del modelo C es muy similar a la densidad de la grasa, la densidad del modelo A y B es muy similar a la del cerebro y el riñón.

Conclusiones

Para concluir podemos decir que se cumplieron los objetivos planteados para el presente trabajo de tesis. Los maniqués construidos fueron de bajo costo y si fue posible realizar la diversas pruebas de control de calidad planteadas en la metodología de medición a los dos equipos de ultrasonido (el modelo DP-10 y el modelo SonoAce Pico), comprobando así la calidad de la imagen ecográfica de cada uno.

Al realizar las distintas pruebas y exploraciones a los tres modelos de maniqués, conseguimos familiarizarnos con los equipos de ultrasonidos y todas las características importantes de las imágenes ecográficas.

También conocimos el análisis de los procedimientos y métodos involucrados en el desarrollo de un maniquí para imagen de ultrasonido, conocimos el estado de arte de los maniqués comerciales, hasta los parámetros a evaluar en cada uno de ellos.

Al efectuar cada prueba de control de calidad, además de evaluar la calidad de cada sistema de ultrasonidos, evaluamos la factibilidad de construcción de cada modelo de maniquí.

Dos de los modelos de maniquí construidos reunieron las condiciones acústicas y de ecogenicidad necesarias, entre ellos el modelo A y B. Para las pruebas de uniformidad de la imagen, precisión de distancia vertical y resolución axial el modelo A es mejor. Para pruebas de profundidad de visualización, precisión horizontal y resolución lateral el modelo B es el más útil, en el resto de la pruebas ambos modelo son buenos.

La única ventaja destacada del modelo C es que el metamucil usado como conservante o preservativo contra la contaminación bacteriana, fue más efectivo que el usar glicerina. Ya que el modelo C duro aproximadamente dos semanas en refrigeración antes de mostrar presencia de hongos. Y los modelos A y B duraron a lo más una semana y 3 días. Es importante mencionar que a pesar de esto, a la semana cada modelo puede ser reutilizado por lo menos 2 veces más. Por lo que también se consiguió la reproducción de las pruebas de control de calidad aun con el paso del tiempo.

Cabe destacar que un buen estudio requiere una adecuada técnica de adquisición, basadas en un adecuado conocimiento de las estructuras ecogénicas dentro del maniquí, ya que esto facilito detectar las anormalidades o limitaciones técnicas en cada estudio ecográfico.

Bibliografía

- [1] S. Amador, *Seeing with sound: Diagnostic ultrasound imaging*, en Introduction to physics in modern medicine, Second Edition. United States of America: CRC Press Taylor & Francis Group, pp.115-184 (2009).
- [2] N. Smith & A. Webb, *Introduction to Medical Imaging Physics, Engineering and Clinical Applications*. New York, USA: Cambridge University Press (2011).
- [3] Juan Pablo Graffigna, *Ecografía*, en Imágenes en Medicina-UNSJ. Universidad Nacional de San Juan: Departamento de Electrónica, Automática y Bioingeniería, pp.1-22 (2003).
- [4] Catalogación por la Biblioteca de la OMS. *Equipo de Ultrasonidos*, en Mantenimiento y reparación del equipo de laboratorio, diagnóstico por imagen y hospital. Ginebra, Suiza: Organización Mundial de la Salud, pp. 120-134 (1996).
- [5] J. P. Graffigna & R. Romo, *Fundamento de Imágenes Médicas*, en Imágenes en Medicina-UNSJ. Universidad Nacional de San Juan: Departamento de Electrónica, Automática y Bioingeniería, pp.5-11 (2003).
- [6] P. Flores, *Manual de Acústica, Ruido y Vibraciones*, Fundamentos básicos y sistemas de control, Tercera Edición.
- [7] G. García de Casasola, *Manual de Ecografía Clínica*. Madrid: Sociedad Española de Medicina Interna SEMI (2012).
- [8] A. Vargas; L. Amescua-Guerra; Me. Araceli Bernal & C. Pineda, *Principios físicos básicos del ultrasonido, sonoanatomía del sistema musculoesquelético y artefactos ecográficos*. Acta Ortopédica Mexicana, 22(6), pp. 361-373. (2008, Nov-Dic).
- [9] G. Carbajal, *Ultrasonido 2D localizado: métodos y procedimientos*. Montevideo: Tesis presentada a la Facultad de Ingeniería de la Universidad de la República. (2013, Octubre 23)
- [10] Martín O. Culjat; D. Goldenberg; P. Tewari & Rahul S. Singh, *A Review of Tissue Substitutes for Ultrasound Imaging*. Ultrasound in Med. & Biol., Vol. 36, No. 6, pp. 861-873. (2010, Febrero 22).
- [11] Mitchell M. Goodsitt; Paul L. Carson; S. Witt; David L. Hykes & James M. Kofler, *Real-time B-mode ultrasound quality control test procedures, Report of AAPM Ultrasound Task Goup No. 1*. Medical Physics, Vol. 25, No. 8, pp. 1385-1406. (1998, August)

- [12] M. Alonso; MJosefa Castañeda; N. Díaz Caneja; I. Gutiérrez; G. López, *Control de calidad de ecógrafos*. Revista Radiología, Publicación Oficial de la Sociedad Española de Radiología Médica (2005), Volumen 47(02 de Marzo). Recuperado de <http://www.elsevier.es/es-revista-radiologia-119-articulo-control-calidad-ecografos-13073511>. ISSN:0033-8338
- [13] T. Monserrat Fuertes; B. Fernández & B Arguelles, *Implementación y puesta en marcha de un programa de control de calidad en ecografía. Un trabajo multidisciplinar*. Revista Física Medica, Vol. 14, No. 1, pp. 29-38. (2013)
- [14] R. Ramírez; L. Di Giampietro; A. Cordero G; V. Goyo; C. De Pace, *Elaboración de fantoma para entrenamiento en biopsia de mama guiada por ultrasonido*. Revista Venezolana de Oncología, Vol. 27, No. 3, pp.144-148. (2015, Julio-Septiembre) . Recuperado de <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=375641629003>.
- [15] J. Luis Cuevas, *Fantoma de bajo coste para el entrenamiento en el diagnóstico ecográfico de la patología ocular de urgencia*. Madrid España: Safe Creative. (2012, Septiembre) .
- [16] Shenzhen Mindray Bio-Medical Electronics Co., Ltd. *Manual del operador de equipo Mindray DP-10*. Sistema digital de adquisición de imágenes de diagnóstico por ecografía. Volumen Básico. (2012, Abril.)
- [17] Grupo de trabajo de la Sociedad Española de Física Médica de Radioterapia Guiada por la Imagen (IGRT). *Sistemas basados en Ultrasonidos*, en Recomendaciones para el control de calidad de equipos y técnicas de radioterapia guiada por la imagen (IGRT); SEFM. Madrid: ADI, pp. 37-75. (2013). ISBN: 978-84-940849-6-6
- [18] Grupo BC-Biomedical, *Ficha técnica del Fantoma RMI 403 LE multiusos imitador de tejido, marca Gammex*, en la categoría de diagnostico por imagen-Ultrasonido-Fantomas Gammex. Recuperado del Sitio web BCMarketplace: <http://www.bcgroupestore.com/Ultrasound.aspx>
- [19] CIRS Tissue Simulation & Phantom Technology, *Ficha técnica del Ultrasound Phantoms for 2D & 3D Evaluation Model 555 Set*, en la categoría de Ultrasonido. Recuperado de <http://www.cirsinc.com/products/modality/m7/ultrasound/>
- [20] CIRS Tissue Simulation & Phantom Technology, *Ficha técnica del Maniquí para entrenamiento de ultrasonido fetal Modelo 065*, en la categoría de Ultrasonido. Recuperado de <http://www.cirsinc.com/products/modality/85/fetal-ultrasound-training-phantom/>
- [21] CIRS Tissue Simulation & Phantom Technology, *Ficha técnica del Kit de fantoma para formación de Acceso Vascular CIRS Modelo 072*, en la categoría de Ultrasonido. Recuperado de <http://www.cirsinc.com/products/modality/89/vascular-access-training-phantom-kit/>
- [22] CIRS Tissue Simulation & Phantom Technology, *Ficha técnica del Fantoma de Biopsia Abdominal Guiada por Imagen Modelo 071A*, en la categoría de Ultrasonido. Recuperado de <http://www.cirsinc.com/products/new/66/image-guided-abdominal-biopsy-phantom/>
- [23] AIUM publication, *Standard Methods for Calibration of 2-Dimensional and 3-Dimensional Spatial Measurement Capabilities of Pulse Echo Ultrasound Imaging Systems*. AUIM: American Institute of Ultrasound in Medicine, pp.27.(2004) ISBN:1-930047-94-0

- [24] Norma IEC 60601-2-37, *Medical electrical equipment - Part 2-37: Particular requirements for the basic safety and essential performance of ultrasonic medical diagnostic and monitoring equipment*. Segunda Edición. (IEC) International Electrotechnical Commission, pp.82. (2007)
- [25] Eco-Med Pharmaceutical Inc, *Hoja técnica de datos del EcoGel 200 Multi-Purpose Ultrasound Gel*. [En línea]. [Fecha de consulta: 19 Mayo 2016]. Disponible en: <http://www.eco-med.com/>
- [26] Mindray, *Hoja técnica de datos del sistema de ultrasonidos DP-10*. [en línea]. [Fecha de consulta: 19 de Mayo 2016]. Disponible en: http://www.mindray.com/es/products/DP-10_GI.html
- [27] Mindray, *Hoja técnica de datos del transductor convexo con numero de serie: 35C50EB*. [En línea]. [Fecha de consulta: 19 Mayo 2016]. Disponible en: <http://www.mindray.com/es/products/>
- [28] National Institutes of Health, *Información en línea de Image J*. [En línea]. [Fecha de consulta: 30 de Mayo 2016]. Disponible en: <https://es.wikipedia.org/wiki/ImageJ>
- [29] Compañía Samsung Medison, *Características del sistema de ultrasonido SonoAce Pico*. [En línea]. [Fecha de consulta: 19 Mayo 2016]. Disponible en: <http://www.samsungmedison.com/ultrasound/general-imaging/sonoace-pico/>
- [30] Compañía Medison, *Características del transductor C3-7ED marca Medison*. [En línea]. [Fecha de consulta: 19 Mayo 2016]. Disponible en: <http://ultrasonidousado.com/sondas-de-ultrasonido/sondas-de-medison/sonda-curvada-medison-c3-7ed/>
- [31] *BAT User Manual*. Revision 1. North American Scientific, Inc. Nomos (2006).
- [32] AP. Millán Armengol & P. Galán Montenegro, *Principios de control de calidad en ultrasonidos*. Curso de Ultrasonidos de la SEFM, Málaga (2003).
- [33] D. Pferffer; S. Sutlief; W. Feng; HM. Pierce; J. Kofler, *AAPM Task Group 128: Quality assurance test for prostate brachytherapy ultrasound systems*. Med Phys (2008).