



**INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**



**ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA**

**UNIDAD CULHUACÁN**

OPTIMIZACIÓN DE RECURSOS DE EQUIPOS DE  
ULTRASONIDO PARA DIAGNÓSTICO MÉDICO POR IMAGEN.

**TESIS**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

INGENIERO EN COMUNICACIONES Y ELECTRÓNICA

PRESENTA:

MIGUEL ÁNGEL CORONA FRANCO

ASESORES DE TESIS:

ING. CARLOS AQUINO RUIZ

ING. CELEDONIO ENRIQUE AGUILAR MEZA

MÉXICO, D.F.

SEPTIEMBRE 2012

## **AGRADECIMIENTOS**

Este trabajo no habría llegado a buen término sin el apoyo incondicional de mi esposa. Sara tu fuiste gran inspiración para la elaboración del mismo.

Agradezco a mis hijos Carlos y Miguel Ángel su comprensión durante el tiempo que dediqué al desarrollo de este documento y del cual son parte muy importante.

También me siento agradecido con todos aquellos compañeros de trabajo y médicos que me han motivado para superarme constantemente y que me impulsaron para realizar este trabajo.

Muchas gracias a todos por su desinteresada ayuda y por sus valiosos comentarios que me ayudaron a lograr este primordial objetivo.

Miguel Ángel Corona Franco

Septiembre de 2012

## ÍNDICE GENERAL

<b>LISTA DE FIGURAS .....</b>	<b>8</b>
<b>LISTA DE TABLAS .....</b>	<b>10</b>
<b>PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA .....</b>	<b>11</b>
<b>JUSTIFICACIÓN .....</b>	<b>13</b>
<b>OBJETIVOS .....</b>	<b>15</b>
<b>CAPÍTULO I.....</b>	<b>16</b>
<b>1 Estado del arte.....</b>	<b>17</b>
<b>1.1 Historia del Ultrasonido.....</b>	<b>17</b>
<b>1.2 El ultrasonido en el tejido .....</b>	<b>18</b>
<b>1.3 Los primeros equipos de ultrasonido.....</b>	<b>18</b>
<b>1.4 Los primeros exploradores de ultrasonido de modo B en tiempo real .....</b>	<b>19</b>
<b>1.5 Los primeros equipos con Doppler Color para aplicación cardíaca .....</b>	<b>20</b>
<b>1.6 Los equipos de ultrasonido actuales .....</b>	<b>22</b>
<b>CAPÍTULO II.....</b>	<b>25</b>
<b>2 Marco Teórico.....</b>	<b>26</b>
<b>2.1 Principios físicos del ultrasonido .....</b>	<b>26</b>
<b>2.1.1 Naturaleza del sonido y definiciones.....</b>	<b>26</b>

<b>2.1.2</b>	<b><i>Fuentes de sonido</i></b>	<b>27</b>
<b>2.1.3</b>	<b><i>Desplazamiento del sonido</i></b>	<b>28</b>
<b>2.1.4</b>	<b><i>Tipos de ondas</i></b>	<b>29</b>
<b>2.1.5</b>	<b><i>Compresiones y rarefacciones</i></b>	<b>30</b>
<b>2.1.6</b>	<b><i>Presión acústica</i></b>	<b>31</b>
<b>2.1.7</b>	<b><i>Frecuencia y periodo</i></b>	<b>33</b>
<b>2.1.8</b>	<b><i>Clasificación del sonido</i></b>	<b>33</b>
<b>2.1.9</b>	<b><i>Velocidad del sonido</i></b>	<b>34</b>
<b>2.1.10</b>	<b><i>Longitud de onda</i></b>	<b>36</b>
<b>2.1.11</b>	<b><i>Amplitud e intensidad</i></b>	<b>37</b>
<b>2.2</b>	<b><i>Efectos del sonido al cruzar las interfaces de tejidos</i></b>	<b>38</b>
<b>2.2.1</b>	<b><i>Impedancia acústica</i></b>	<b>38</b>
<b>2.2.2</b>	<b><i>Reflexión</i></b>	<b>40</b>
<b>2.2.2.1</b>	<b><i>Reflexión cuando la incidencia del rayo de sonido es perpendicular</i></b>	<b>40</b>
<b>2.2.2.2</b>	<b><i>Rayo de sonido que no incide perpendicularmente</i></b>	<b>44</b>
<b>2.2.2.3</b>	<b><i>Reflexión difusa</i></b>	<b>47</b>
<b>2.2.3</b>	<b><i>Atenuación</i></b>	<b>50</b>
<b>2.2.4</b>	<b><i>Coefficiente de atenuación</i></b>	<b>53</b>

<b>2.2.5</b>	<b><i>Interferencia de ondas.....</i></b>	<b>56</b>
<b>2.3</b>	<b><i>Principios físicos de Doppler .....</i></b>	<b>58</b>
<b>2.3.1</b>	<b><i>El efecto Doppler.....</i></b>	<b>58</b>
<b>2.3.2</b>	<b><i>Desplazamiento Doppler para el sonido audible .....</i></b>	<b>58</b>
<b>2.3.3</b>	<b><i>Desplazamiento Doppler en los sistemas de ultrasonido .....</i></b>	<b>59</b>
<b>2.3.4</b>	<b><i>La ecuación Doppler.....</i></b>	<b>61</b>
<b>2.4</b>	<b><i>Anatomía.....</i></b>	<b>63</b>
<b>2.5</b>	<b><i>Procesador de señales digitales (DSP).....</i></b>	<b>65</b>
<b>2.6</b>	<b><i>Funcionamiento de un equipo de ultrasonido .....</i></b>	<b>67</b>
<b>2.6.1</b>	<b><i>Subsistema de adquisición.....</i></b>	<b>68</b>
<b>2.6.2</b>	<b><i>Subsistema de procesamiento de señal.....</i></b>	<b>68</b>
<b>2.6.3</b>	<b><i>Subsistema de desplegado .....</i></b>	<b>68</b>
<b>2.6.4</b>	<b><i>Subsistema de control .....</i></b>	<b>69</b>
<b>2.7</b>	<b><i>Propiedades de los Transductores de Ultrasonido .....</i></b>	<b>70</b>
<b>2.7.1</b>	<b><i>Transductor.....</i></b>	<b>70</b>
<b>2.7.2</b>	<b><i>Efecto piezoeléctrico .....</i></b>	<b>70</b>
<b>2.7.3</b>	<b><i>Elementos de cerámica.....</i></b>	<b>71</b>
<b>2.7.4</b>	<b><i>Tipos de transductores .....</i></b>	<b>72</b>

2.7.5	<i>Conformación de un transductor</i>	75
2.7.6	<i>Capas de acoplamiento del transductor</i>	78
2.7.7	<i>Medio de acoplamiento</i>	79
2.8	<i>Enfoque del rayo de sonido</i>	79
2.8.1	<i>Zonas cercana y lejana</i>	80
2.8.2	<i>Resolución</i>	81
2.8.2.1	<i>Resolución axial</i>	81
2.8.2.2	<i>Resolución lateral</i>	82
<b>CAPÍTULO III</b>		<b>84</b>
3	<i>Pruebas y resultados</i>	85
3.1	<i>Selección del transductor</i>	85
3.2	<i>Instrumentación de los equipos de ultrasonido</i>	87
3.2.1	<i>Modos de imagen</i>	87
3.3	<i>Partes de las que se compone un sistema de ultrasonido</i>	90
3.3.1	<i>Controles de optimización</i>	91
3.4	<i>Registro y almacenamiento de la imagen</i>	94
3.5	<i>Protocolo para un estudio de ultrasonido</i>	97
<b>CONCLUSIONES</b>		<b>101</b>

<b>RECOMENDACIONES .....</b>	<b>103</b>
<b>BIBLIOGRAFÍA .....</b>	<b>105</b>
<b>CIBERGRAFÍA.....</b>	<b>106</b>
<b>APÉNDICE A: DEFINICIONES .....</b>	<b>108</b>
<b>APÉNDICE B: MANUALES CONSULTADOS .....</b>	<b>111</b>

## LISTA DE FIGURAS

<i>Figura 1.1. Equipo de ultrasonido de fines de los años sesenta. ....</i>	<i>19</i>
<i>Figura 1.2. A la izquierda un transductor lineal sobre el vientre de una paciente. A la derecha la imagen de ultrasonido con las líneas de exploración visibles. ....</i>	<i>20</i>
<i>Figura 1.3. Primer equipo con Doppler Color e imágenes obtenidas con el mismo. ....</i>	<i>21</i>
<i>Figura 1.4. Diversos tipos de equipos de ultrasonido para las diferentes aplicaciones clínicas de radiología, obstetricia, ginecología, cardiología, pediatría, vascular, musculo esqueleto, partes superficiales y otras. ....</i>	<i>23</i>
<i>Figura 1.5. Diferentes técnicas avanzadas de imagen diagnóstica por ultrasonido. ....</i>	<i>24</i>
<i>Figura 2.2. Tipos de ondas. ....</i>	<i>30</i>
<i>Figura 2.3. Compresiones y rarefacciones de la onda de sonido. ....</i>	<i>31</i>
<i>Figura 2.4. Compresiones y rarefacciones asociadas a la presión. ....</i>	<i>32</i>
<i>Figura 2.5. Reflexión desde una interfaz larga y plana. ....</i>	<i>40</i>
<i>Figura 2.6. Reflexión de una interfaz tejido suave – aire. ....</i>	<i>43</i>
<i>Figura 2.7. Reflexión cuando el sonido incide con un ángulo de inclinación <math>\alpha_i</math>. ....</i>	<i>45</i>
<i>Figura 2.8. Refracción de la luz visible. ....</i>	<i>46</i>
<i>Figura 2.9. Reflexión especular y reflexión difusa. ....</i>	<i>48</i>
<i>Figura 2.10. Atenuación de la onda de sonido. ....</i>	<i>53</i>
<i>Figura 2.11. Comportamiento de la atenuación del ultrasonido contra la frecuencia. ....</i>	<i>55</i>
<i>Figura 2.12. Se muestran dos imágenes de hígado. La izquierda adquirida con frecuencia de aproximadamente 5 MHz y la de la derecha con frecuencia baja de 1 a 2 MHz. ....</i>	<i>56</i>
<i>Figura 2.13. Interferencia constructiva y destructiva de ondas. ....</i>	<i>57</i>
<i>Figura 2.14. Corrimiento de la frecuencia Doppler debido a un emisor en movimiento. ....</i>	<i>59</i>
<i>Figura 2.15. Frecuencia de desplazamiento Doppler en ultrasonido médico. ....</i>	<i>60</i>
<i>Figura 2.16. Diagrama de la detección de señales Doppler del interior de un vaso sanguíneo. ....</i>	<i>61</i>
<i>Figura 2.17. Regiones del cuerpo humano aplicables a exploraciones ultrasonido. ....</i>	<i>63</i>
<i>Figura 2.18. Diagrama a bloques de un sistema de ultrasonido de alto desempeño. ....</i>	<i>69</i>



<i>Figura 2.19. Izquierda un transductor mecánico. Derecha transductores para estudios en 4D. ....</i>	<i>73</i>
<i>Figura 2.20. Izquierda un transductor lineal. Derecha transductores lineales actuales. ....</i>	<i>74</i>
<i>Figura 2.21. Izquierda funcionamiento del transductor sectorial arreglo en fase. Derecha transductores sectoriales actuales. ....</i>	<i>74</i>
<i>Figura 2.22. Diagrama de la conformación de un transductor. ....</i>	<i>77</i>
<i>Figura 2.23. Gel para ultrasonido. ....</i>	<i>79</i>
<i>Figura 2.24. Ancho del rayo de sonido en las regiones a lo largo del mismo. ....</i>	<i>80</i>
<i>Figura 2.25. Resolución axial y lateral del sonido. ....</i>	<i>82</i>
<i>Figura 2.26. Diferentes tipos de transductores. ....</i>	<i>83</i>
<i>Figura 3.1. Transductores para diferentes aplicaciones. ....</i>	<i>86</i>
<i>Figura 3.2. Diferentes modos de imagen. ....</i>	<i>89</i>
<i>Figura 3.3. Componentes de un sistema de ultrasonido. ....</i>	<i>90</i>
<i>Figura 3.4. Panel de operación de un equipo de ultrasonido. ....</i>	<i>93</i>
<i>Figura 3.5. Diferentes dispositivos para registro de las imágenes. ....</i>	<i>96</i>
<i>Figura 3.6. Diferentes componentes de un DICOM PACS. ....</i>	<i>96</i>
<i>Figura 3.7. Imagen de una exploración obstétrica con ultrasonido. ....</i>	<i>100</i>

## LISTA DE TABLAS

<i>Tabla 2.1 Tipos de ondas</i> .....	29
<i>Tabla 2.2 Velocidad del sonido en diferentes materiales</i> .....	35
<i>Tabla 2.3 Velocidad del sonido en tejidos orgánicos</i> .....	35
<i>Tabla 2.4 Impedancia acústica en tejidos orgánicos</i> .....	39
<i>Tabla 2.5 Coeficientes de reflexión e intensidad en interfaces orgánicas</i> .....	42
<i>Tabla 2.6 Difracción del sonido en diferentes interfaces orgánicas</i> .....	47
<i>Tabla 2.7 Relaciones de intensidad y amplitud en decibeles</i> .....	52
<i>Tabla 2.8 Coeficientes de atenuación en tejidos orgánicos</i> .....	54
<i>Tabla 2.9 Relación de la frecuencia de operación para diferentes grosores de cristales.</i> .....	76
<i>Tabla 3.1 Tipos de estudios y frecuencias recomendadas.</i> .....	85

## **PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

En la actualidad los egresados de las Escuelas de áreas de Ingeniería, terminan sus estudios con una serie de conocimientos un tanto generales, por otro parte las empresas o empleadores los requieren con un cierto grado de especialización, para subsanar lo citado los empleadores tienen que invertir tiempo y dinero en capacitación de sus nuevos trabajadores. Otra forma de lograr ocupar una plaza de trabajo con las empresas es que al recién egresado le pidan cursos de especialización o certificación profesional o años de experiencia laboral en el área, lo cual no siempre es posible.

La especialización que se ha alcanzado en equipos para aplicaciones más específicas en el ambiente laboral obliga a los egresados de las escuelas del ámbito tecnológico y a los usuarios de esos equipos a tener un conocimiento tanto técnico como el referente al área donde ese equipo o sistema es aplicado.

Haciendo referencia específica, podemos decir que en los últimos veinte años la técnica de diagnóstico médico por imágenes de ultrasonido ha tenido un crecimiento muy importante en nuestro país, abarcando una gran variedad de especialidades clínicas como: estudios de mama, musculo esqueleto, vasculares, etc. Los médicos que trabajan con estos sistemas deben adquirir conocimiento de los aspectos físicos del ultrasonido, pero no con gran profundidad técnica.

Otros avances más recientes se traducen en nuevas aplicaciones como: cuantificar o medir por medio del ultrasonido la deformación del músculo cardíaco del ventrículo izquierdo, la elasticidad de ciertos órganos como el hígado y la mama.

Muchos de los ingenieros que se enfrentan a estas nuevas tecnologías deberán obtener los conocimientos previos de las mismas para así desarrollar su trabajo adecuadamente en favor de los médicos y pacientes que son explorados con estas nuevas técnicas.

El uso del efecto Doppler en los sistemas de ultrasonido para la valoración del comportamiento del flujo sanguíneo, aumentó la especialización en esta área de diagnóstico por imagen.

Aunque el ultrasonido ha encontrado más aplicaciones desde limpieza de materiales y de la dentadura, hasta la terapéutica por medio de calentamiento de tejidos, este trabajo se enfoca en las aplicaciones de diagnóstico por imágenes de ultrasonido.

Existen pocos ingenieros o técnicos profesionales interesados en este campo que pudieran ayudar, primero en la adecuada optimización de los equipos, principalmente en los de mayor sofisticación; después, los que ya están en este campo, se dedican más bien al diagnóstico técnico y reparación de los equipos; sin embargo, es necesario inducirlos para que se involucren más con los aspectos de optimización de la imagen para diagnósticos más precisos y para la comprensión de las limitaciones y alcances de esta técnica en beneficio de los pacientes.

Es importante fomentar interés en los estudiantes que toman la especialización en acústica en el conocimiento de estas aplicaciones y así poder aspirar a otras áreas de desempeño.

## **JUSTIFICACIÓN**

A principios de los años ochenta el ultrasonido se posicionó como una herramienta diagnóstica de gran importancia en las áreas de ginecología, obstetricia y región abdominal debido principalmente a su accesibilidad e inocuidad comprobada.

El desarrollo de nuevos procesadores y los avances en microelectrónica dieron gran impulso a esta técnica de diagnóstico permitiendo mejorar la resolución de la imagen pero también se incrementó la gama de diagnósticos a otras regiones del cuerpo humano, e incluso a la valoración del comportamiento de la sangre en vasos sanguíneos y las cámaras cardíacas.

La sofisticación de los sistemas de ultrasonido ha demandado una mejor preparación en el conocimiento de los principios físicos que rigen el comportamiento de las ondas de ultrasonido, tanto para el personal médico usuario como para los ingenieros que dan soporte a estos sistemas y así optimizar los parámetros de los equipos para que se traduzca en un diagnóstico más preciso en favor de los pacientes examinados y en este particular caso; en el trabajo del especialista clínico en ultrasonido, quien es fundamental para que el usuario llegue a comprender y dominar las herramientas y parámetros que el sistema de ultrasonido le proporciona en favor de diagnósticos más precisos.

Una mejor comprensión de las técnicas y parámetros de los equipos de ultrasonido permitirá a los usuarios aprovecharlos al máximo en favor de los pacientes. Esto se logrará entendiendo los conceptos de la física del ultrasonido y de qué manera se aplican en los diferentes equipos de diagnóstico. Además permite

comprender las limitaciones que tiene esta técnica de imagen y así no pretender obtener más información de la que nos puede proporcionar o intentar evaluar estructuras anatómicas imposibles para esta técnica de diagnóstico.

Como se expone, los ingenieros para poder interactuar con estos equipos, es necesario tener conocimientos de fisiología del cuerpo humano, sensores, ultrasonido, etc., por ello los ingenieros que trabajan el área de mantenimiento, calibración de instrumentos o equipos, se tienen que especializar en los tópicos del conocimiento médico.

En el caso que el equipo cuente con nuevas tecnologías, que frecuentemente se usan como herramientas de investigación, es nuestro deber como facilitadores de la técnica apoyar a los usuarios y médicos especialistas a comprender las mismas y así lograr resultados favorables para estas nuevas aplicaciones

El propósito de este trabajo es elaborar un protocolo que ayude a todos los involucrados a comprender mejor las limitaciones de estos sistemas, pero principalmente a que los ingenieros o técnicos que se involucran en este apasionante campo del diagnóstico, puedan entender y traducir como actúan los controles y funciones de los equipos de ultrasonido. Así mismo, que este protocolo sirva de guía a médicos usuarios para obtener diagnósticos más precisos en beneficio de las personas que acuden a un consultorio o a un centro de imagen de una unidad hospitalaria.

## **OBJETIVOS**

### Objetivo general

Elaborar un protocolo de apoyo para técnicos, ingenieros y los profesionistas del área médica para optimizar y explotar al máximo los recursos de los equipos de ultrasonido de diagnóstico médico por imagen. Este protocolo permitirá: seleccionar el transductor más adecuado al tipo de estudio, la frecuencia en mega hertzios, modos de imagen a usar en función del diagnóstico clínico previo, uso de los diferentes tipos de ganancia para una adecuada tonalidad de la imagen, herramientas de optimización y filtrado de la imagen, etc.

### Objetivos específicos

- 1) Mostrar al ingeniero o técnico como ha sucedido el desarrollo de los equipos de ultrasonido para diagnóstico médico por imagen, con la finalidad de conocer la evolución de la tecnología en el área los alcances de ésta herramienta diagnóstica.
- 2) Exponer de manera más amigable los conocimientos físicos en los que se fundamenta el funcionamiento de los equipos de ultrasonido para diagnóstico médico por imagen.
- 3) Conocer y aplicar los recursos que tienen los equipos de diagnóstico médico por ultrasonido para capacitar eficazmente a los usuarios médicos de estos equipos y los pacientes obtengan un mejor servicio.

# **CAPÍTULO I**

## **ESTADO DEL ARTE**



# 1 Estado del arte

## 1.1 Historia del Ultrasonido

De acuerdo con Woo (2002), es muy probable que las aplicaciones del ultrasonido en medicina se hayan iniciado con el SONAR al realizar mediciones de distancia bajo el agua usando ondas de sonido.

A mediados del siglo XIX los físicos estuvieron trabajando en los fundamentos físicos de las vibraciones sónicas, así como de la transmisión, propagación y refracción de las mismas. En 1877 es publicado el famoso tratado “La teoría del sonido” de Lord Rayleigh. En ese libro se describe por primera vez a la onda de sonido como una ecuación matemática, sentando así las bases para futuros desarrollos en acústica.

$$\frac{\partial^2 \xi}{\partial t^2} = c^2 \frac{\partial^2 \xi}{\partial x^2} \quad 1.1$$

La ecuación 1.1 describe un movimiento ondulatorio que se propaga a una velocidad definida  $c$  del sonido y sin distorsión según las direcciones “+x” ó “-x” y donde  $\xi$  representa la presión acústica.

Se puede decir que el sonido es una perturbación mecánica que viaja en forma de ondas en un medio elástico. Normalmente el oído humano puede escuchar frecuencias en el rango de 20 a 20 000 vibraciones en un segundo. A las frecuencias que se encuentran por arriba del rango audible se le conoce como ultrasonido.

En 1880 los hermanos Curie observan que al ejercer una presión mecánica a un cristal de cuarzo se produce un potencial eléctrico, descubriendo así el efecto

piezoeléctrico en ciertos cristales y deducido matemáticamente por el físico Gabriel Lippman siguiendo los principios de la termodinámica. Así fue posible generar y recibir ultrasonido en el rango de mega Hertz permitiendo continuar con el desarrollo e investigación de la piezo-electricidad.

## 1.2 El ultrasonido en el tejido

Fue hasta finales de 1949 que se publicaron los trabajos realizados durante más de 5 años por el teniente George Ludwin del Instituto Naval de Investigación Médica de Maryland y en los cuales reportaba que la velocidad de transmisión del sonido en diversos tejidos suaves de animales estaba entre 1490 y 1610 metros por segundo con un promedio de 1540 m/s. Cabe mencionar que ese valor es el que permanece en la actualidad para los sistemas de diagnóstico por ultrasonido.

## 1.3 Los primeros equipos de ultrasonido

Durante los años sesenta varios fabricantes presentaron los primeros equipos de ultrasonido para exploración con modo B estático para visualizar estructuras anatómicas del cuerpo humano.

Las ventajas que tenían estos equipos es que ya permitían obtener imágenes diagnósticas con tonos de grises en dos dimensiones y registrarlas para el historial médico del paciente. Las desventajas de este tipo de equipos son que el transductor estaba montado en un brazo articulado y el operador realizaba las exploraciones desplazando el transductor en contacto con la piel del paciente, lo cual hacía esta técnica muy dependiente del operador.

El rango dinámico era muy bajo, aproximadamente 16 dB, y difícilmente llegaron a tener un máximo de 4 escalas de grises, así, las imágenes obtenidas tenían una baja resolución. La figura 1.1 muestra uno de estos equipos de ultrasonido.



Figura 1.1. Equipo de ultrasonido de fines de los años sesenta.

#### 1.4 Los primeros exploradores de ultrasonido de modo B<sup>1</sup> en tiempo real

A mediados de los años setenta al presentarse los primeros exploradores de modo B en tiempo real sucede una gran revolución que cambia completamente la práctica de exploración con ultrasonido. Las ventajas de estos equipos son entre otras, el uso de transductores de hasta 10 cm de área de contacto permitiendo obtener imágenes de ese ancho de visión en tiempo real, esto es, la imagen ya no es fija, ahora se tenía imagen en movimiento. Estos equipos ya cuentan con un

---

<sup>1</sup> El modo B representa un corte seccional en dos dimensiones con tonos de brillo de un órgano. Se le conoce frecuentemente como modo 2D (Kremkau, 2011).

convertidor de exploración digital (DSC) que involucra una memoria digital de hasta 512 x 512 bits permitiendo congelar o fijar la imagen para registrarla por medios fotográficos.

Como desventajas de estos equipos encontramos que los transductores al ser grandes, no permiten un adecuado contacto con las áreas a explorar y se aprecian las líneas de exploración que obstruyen con la imagen, además de contar con rango dinámico y resolución bajos. En la figura 1.2 se tiene este tipo de transductores con la imagen que se obtenía.

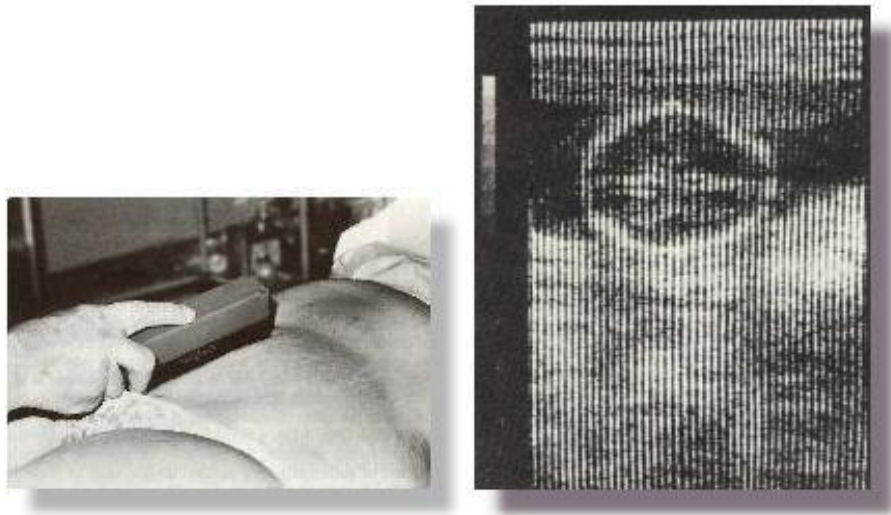


Figura 1.2. A la izquierda un transductor lineal sobre el vientre de una paciente. A la derecha la imagen de ultrasonido con las líneas de exploración visibles.

### 1.5 Los primeros equipos con Doppler Color para aplicación cardiaca

En 1985 y 1986 aparecen los primeros equipos con Doppler Color para aplicación cardiaca. Esta técnica permitirá hacer una valoración cualitativa del comportamiento del flujo sanguíneo en las diferentes cavidades del corazón. Esto es muy importante porque además de poder visualizar el modo B para analizar la

estructura de los órganos y el modo M<sup>2</sup> para evaluar gráficamente los movimientos y el comportamiento de estos en el tiempo, el Doppler Color facilita analizar cualitativamente el comportamiento del flujo sanguíneo al agregarle tonos de color y con Doppler Espectral hacer mediciones de amplitud, tiempo y pendientes de los flujos a través de las válvulas cardiacas mitral, tricúspide, aorta y pulmonar así como las velocidades de la sangre en las diferentes cavidades del corazón. El Doppler Color permitió visualizar la sangre y obtener hallazgos del comportamiento de la misma de manera inmediata. La principal desventaja era que estas nuevas tecnologías no se podían aplicar a otras regiones del cuerpo humano. La figura 1.3 muestra el primer equipo Doppler Color para cardiología y dos imágenes con Doppler Color como se podían obtener en 1985.

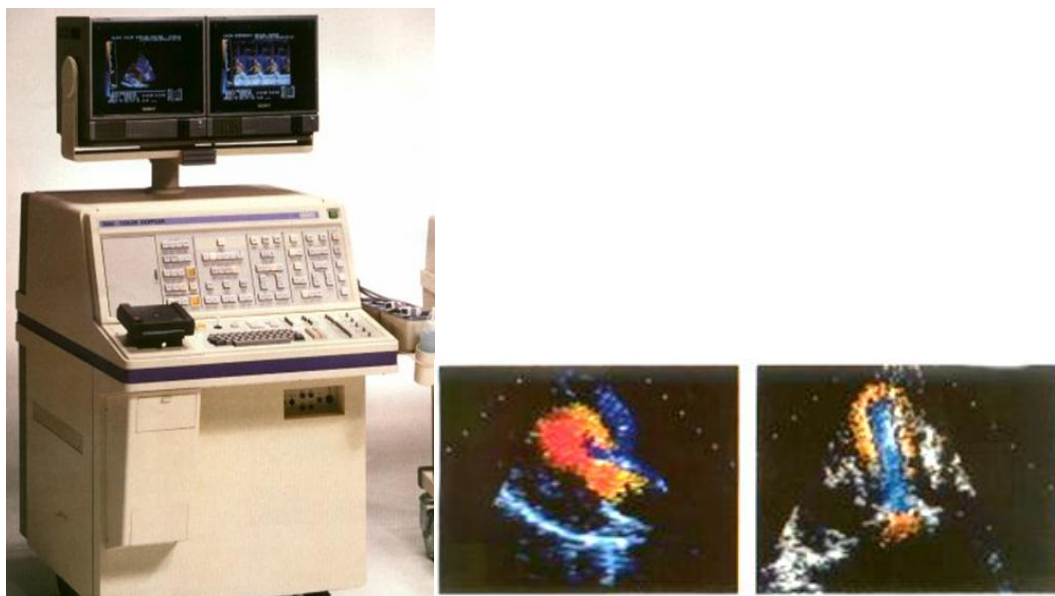


Figura 1.3. Primer equipo con Doppler Color e imágenes obtenidas con el mismo.

---

<sup>2</sup> El modo M de movimiento para observar el comportamiento de estructuras en el tiempo (Kremkau, 2011).

Sin embargo, con la rápida evolución de los microprocesadores y la microelectrónica y con el desarrollo de otros tipos de transductores apropiados para otras regiones del cuerpo humano, para 1989 y 1990 nuevas modalidades de imagen con Doppler Color se fueron implementando para aplicaciones en órganos abdominales como hígado, riñones, útero, ovarios y para estudios vasculares en vasos periféricos del cuello y miembros superiores e inferiores.

## 1.6 Los equipos de ultrasonido actuales

Desde inicio de los años noventa y hasta la fecha los equipos de ultrasonido han evolucionado permitiendo una mejor relación señal a ruido (SNR), lo que se traduce en un amplio rango dinámico (60 a 90 dB o mayor), además de permitir una resolución excelente al visualizar las diferentes estructuras internas del cuerpo humano; esto de la mano con el desarrollo del software y de los microprocesadores.

Actualmente se tienen equipos de ultrasonido que permiten obtener imágenes tridimensionales en tiempo real para una mejor y más rápida apreciación de la anatomía, así como a partir de esos volúmenes obtener cortes en diferentes proyecciones para una mejor valoración diagnóstica.

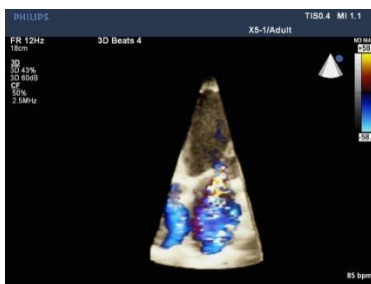
Al tener estos equipos algoritmos especializados permiten al operador realizar los estudios en tiempos más cortos logrando mayor eficiencia en las diferentes áreas de aplicación, como la ginecología, obstetricia, cardiología, vascular, urología, pediatría, ortopedia, urgencias, etc. La figura 1.4 muestra algunos equipos de actualidad que ya cuentan con puertos USB y drives para exportar a memorias USB, CD y/o DVD las imágenes diagnósticas de los pacientes en formatos BMP, JPG, AVI

y DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Igualmente estos equipos pueden contar con la conectividad DICOM para enviar por red los estudios de los pacientes a un PACS, a impresoras DICOM en red, al archivo electrónico del paciente y también tener acceso a la lista de trabajo del RIS (Radiology Information System) para enviar de manera automática los datos demográficos del paciente previamente capturados en la recepción.



Figura 1.4. Diversos tipos de equipos de ultrasonido para las diferentes aplicaciones clínicas de radiología, obstetricia, ginecología, cardiología, pediatría, vascular, musculo esqueleto, partes superficiales y otras.

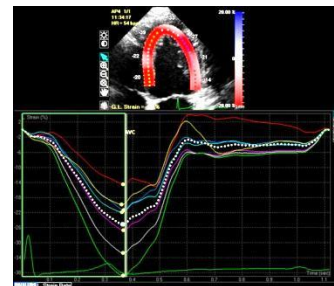
Los equipos de ultrasonido siguen evolucionando para el beneficio de los pacientes y además se están desarrollando y perfeccionando nuevas técnicas que permitirán evaluar y cuantificar con software muy especializado la elasticidad y/o la deformación de tejidos, para determinar por este medio si tienen características malignas, cuantificar en KPa o m/s el grado de fibrosis del hígado y así evitar las molestas y riesgosas tomas de muestras de tejido por medio de biopsias o punciones. En el área de cardiología se puede determinar el grado de recuperación del tejido miocárdico que ha sufrido infarto o el apoyo a técnicas de re sincronización cardiaca. La figura 1.5 muestra avances de lo que ya se está logrando con estas nuevas técnicas de investigación.



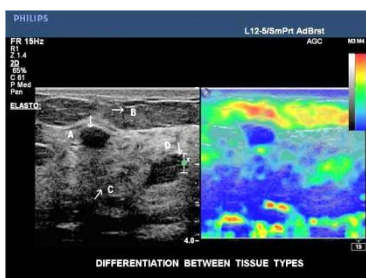
3D cardiaco con Doppler Color



3D Transesofágico



Deformación de tejido miocárdico



Elastografía en mama



3D fetal multiplanar

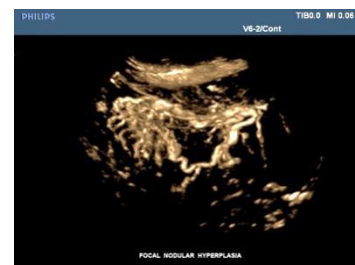


Imagen vascular con eco realzador

Figura 1.5. Diferentes técnicas avanzadas de imagen diagnóstica por ultrasonido.



## **CAPÍTULO II**

### **MARCO TEÓRICO**

## 2 Marco Teórico

### 2.1 Principios físicos del ultrasonido

#### 2.1.1 Naturaleza del sonido y definiciones

Normalmente el término sonido es interpretado en función de la sensación auditiva del oído. Sin embargo el término sonido tiene un significado físico o técnico más amplio. Se pueden encontrar varias definiciones como se muestra a continuación:

El sonido es la transmisión de energía mecánica por ondas de presión en un medio material o elástico (Zagzebski, 1996).

Una onda de sonido es una onda mecánica que se mueve a través de un medio elástico conforme las partículas en ese medio son desplazadas relativamente unas con respecto a otras (Brown, Smallwood, Barber, Lawford, & Hose, 1999).

De acuerdo con Tippens (1988), el sonido es una perturbación mecánica que se desplaza a través de un medio elástico.

Wilson(1988) nos dice que fisiológicamente el sonido es la sensación auditiva del oído; sin embargo, en un sentido más técnico, es cualquier perturbación longitudinal que transmite energía o se propaga en un medio elástico.

Una onda de sonido es una onda de compresión longitudinal que viaja en el medio en forma de compresiones y rarefacciones por las diferencias de presión acústica (Bueche, 1979).

Analizando las definiciones anteriores encontramos tres aspectos importantes que no podemos dejar de analizar:

Bajo los argumentos de Zagzebski (1996), primero se describe al sonido como una forma de energía y la física básica nos dice que **energía** es la capacidad para realizar un trabajo ya sea desplazando un objeto, calentando un cuerpo, etc. En la figura 2.1 se puede apreciar que al viajar el sonido, la energía que lleva la onda desplaza hacia atrás y adelante las partículas que encuentra en su camino y cuando estas ondas de sonido golpean al tímpano del oído lo hacen vibrar produciendo la sensación de sonido audible.

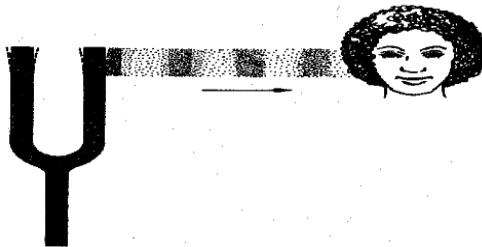


Figura 2.1. Imagen de un diapasón que produce ondas de sonido al vibrar.

Además se menciona que la energía es mecánica lo cual significa que producirá movimientos físicos de las partículas en el medio donde viaje.

El otro parámetro importante es que debe existir un medio material o elástico que contenga partículas o moléculas tales como el aire, agua, metal o tejidos del cuerpo para que la onda de sonido pueda desplazarse. El sonido no puede viajar en el vacío.

### 2.1.2 Fuentes de sonido

Para la producción de sonido se requiere de un objeto vibrante como lo puede ser un diapasón, el cual vibra cuando es golpeado con otro objeto cualquiera. Conforme el diapasón vibra, empuja y jala las moléculas de aire que se encuentran

adyacentes haciéndolas vibrar en la misma forma. La vibración se transmite a otras moléculas y así sucesivamente esta perturbación viaja por el aire en forma de onda. Otros ejemplos de fuentes de sonido son las lengüetas o cuerdas de los instrumentos musicales, los altavoces de un sistema de audio, las cuerdas bucales para la generación de la voz, etc.

En diagnóstico médico por ultrasonido, la fuente de sonido es un transductor piezoeléctrico que se comporta de acuerdo con el efecto que lleva el mismo nombre.

El efecto piezoeléctrico será descrito con mayor detalle en la sección 2.7.

### 2.1.3 Desplazamiento del sonido

Las definiciones en 2.1.1 indican que el sonido viaja en forma de **onda**. Una onda es una perturbación periódica que se desplaza en un medio con una velocidad fija. En el caso de las ondas de sonido se desplazan rápidamente y normalmente no producen cambios visibles en el medio, por lo cual no es fácil visualizarlas. Frecuentemente se utilizan analogías en algún medio como el agua para hacer visibles las ondas e ilustrar sus propiedades. Si se deja caer un objeto en un recipiente con agua quieta, se observará como se producen ondas concéntricas que viajan alejándose del centro a una velocidad que es determinada por la densidad del agua. En el aire la velocidad del sonido depende de la presión y la temperatura. La velocidad del sonido en el aire es de aproximadamente 340 m/s a una temperatura de 20°C.

La onda lleva la energía del sonido sin dejársela a las partículas o moléculas que permiten el desplazamiento de la onda. Al pasar la onda, las partículas regresan

a su posición inicial. Por ejemplo, al dejar caer un objeto en el agua de manera que produzca ondas concéntricas y un objeto pequeño flotante se encuentre en el camino de las ondas, observaremos como el objeto flotante se mueve arriba y abajo conforme las ondas pasan debajo del mismo y una vez que se han alejado el objeto flotante permanece en la posición que tenía antes de que las ondas pasaran debajo del mismo.

#### 2.1.4 Tipos de ondas

En forma general se conocen dos tipos de ondas; mecánicas y electromagnéticas, las cuales son ejemplificadas en la tabla 2.1. El sonido se encuentra en la clasificación de las ondas mecánicas como se puede ver en la definición. Además las ondas mecánicas se pueden clasificar en longitudinales y transversales.

**Tabla 2.1 Tipos de ondas**

<b>Ondas Mecánicas</b>	<b>Ondas electromagnéticas</b>
Oceánicas	Ondas de radio
Sísmicas	Rayos X
Sonido	Luminosas

Ondas transversales son aquellas donde la vibración de las partículas es perpendicular con respecto a la dirección de propagación de la onda. Por ejemplo, las partículas del agua se mueven arriba y abajo mientras la onda se desplaza.

Ondas longitudinales son aquellas donde la vibración de las partículas es paralela o está orientada a lo largo de la dirección de propagación de la onda. En el caso de los tejidos, el sonido se transmite en forma de ondas longitudinales por lo cual este estudio solo se enfocará para éstas. En la figura 2.2 se observa un diagrama que ejemplifica las ondas longitudinales y transversales.

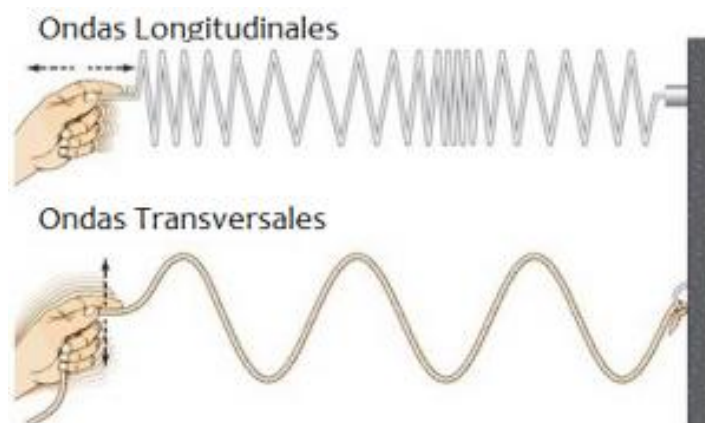


Figura 2.2. Tipos de ondas.

#### 2.1.5 Compresiones y rarefacciones

Al viajar el sonido, la onda longitudinal empuja y jala las partículas que se encuentran en el medio, esto es, las partículas se juntan y se separan de forma que de ser posible verlas observaríamos algo similar a la figura 2.3. Cada vez que sucede un empuje de manera que las partículas se junten se le llama compresión. Por el

contrario siempre que las partículas son separadas unas de otras se le llama rarefacción.

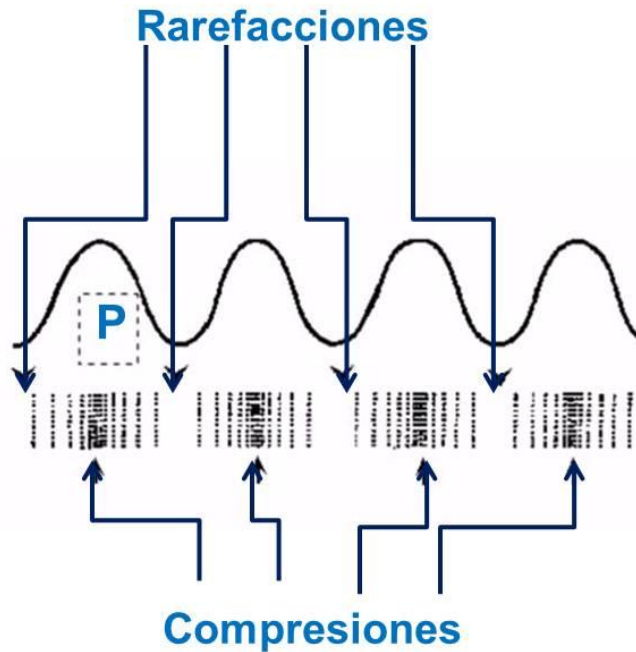


Figura 2.3. Compresiones y rarefacciones de la onda de sonido.

#### 2.1.6 Presión acústica

Una cantidad usada frecuentemente por ingenieros y físicos para medir la fuerza de una onda de sonido es la presión acústica. Sabemos que “presión atmosférica” es la presión estable debido al peso del aire en un punto cualquiera de la tierra y es de aproximadamente 14.7 psi<sup>3</sup>. La presión de un neumático de automóvil puede ser incrementada al ser inflado; frecuentemente elevamos la presión del neumático aproximadamente 30 psi por encima de la presión atmosférica.

<sup>3</sup> psi.- abreviatura de pound per square inch (libra por pulgada cuadrada).

En ondas de sonido las regiones de compresión van acompañadas de un aumento de la presión con respecto a la presión atmosférica; por el contrario la rarefacción es una región donde la presión es menor que la presión atmosférica.

La figura 2.4 ilustra la explicación anterior. En este caso 0 (cero) representa la presión atmosférica y se observa que las regiones de compresión y rarefacción corresponden a elevaciones y disminuciones de la presión respectivamente.

A la máxima elevación de presión se le llama amplitud de la presión y se denota con la letra **P**. A una magnitud más alta de la onda corresponde una mayor amplitud de presión. En ultrasonido la presión se expresa en pascales (Pa) y como referencia, el valor de 14.7 psi de la presión atmosférica es aproximadamente igual a  $10^5$  (100 000) Pa. Algunos sistemas de diagnóstico por ultrasonido han sido sincronizados con amplitudes de presión que exceden 1 MPa (1 000 000), esto es 10 veces la presión atmosférica.

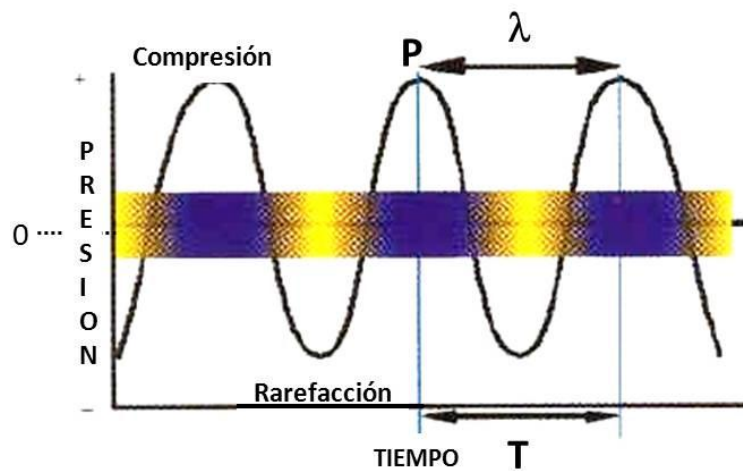


Figura 2.4. Compresiones y rarefacciones asociadas a la presión.



### 2.1.7 Frecuencia y periodo

Al número de vibraciones que tienen lugar en un segundo se le llama **frecuencia** y normalmente se le denomina en ciclos por segundo.

Al tiempo que tarda en repetirse la perturbación por sí misma, esto es completar un ciclo, se le llama **periodo**, el que denominaremos con la letra T. La frecuencia  $f$  y el periodo T están relacionados inversamente como puede verse en la ecuación 2.1. La figura 2.4 ilustra la longitud de onda y periodo de una onda de sonido.

$$T = \frac{1}{f} \quad 2.1$$

### 2.1.8 Clasificación del sonido

Se ha visto que la frecuencia de la onda de sonido está determinada por el número de oscilaciones que produce la fuente de sonido en un segundo. Las unidades para la frecuencia son ciclos por segundo o Hertz (Hz). Normalmente se usan múltiplos de 1000 para expresarlos:

$$1 \text{ ciclo/s} = 1 \text{ Hertz} = 1 \text{ Hz}$$

$$1,000 \text{ ciclos/s} = 1,000 \text{ Hertz} = 1 \text{ kilo Hertz} = 1 \text{ KHz}$$

$$1,000,000 \text{ ciclos/s} = 1,000,000 \text{ Hertz} = 1 \text{ mega Hertz} = 1 \text{ MHz}$$

El efecto físico del sonido se puede clasificar en función de la frecuencia. Así, a las frecuencias de sonido que son perceptibles para el oído humano se le llama **rango audible** e incluye desde los 20 Hz hasta aproximadamente 20 KHz. A las frecuencias que están por debajo del rango audible se le llama **infrasonido**; las ondas sísmicas son un ejemplo del infrasonido. A las frecuencias que están por

arriba del rango audible se les llama **ultrasonido**; algunos animales e instrumentos electrónicos lo usan.

En el caso de los sistemas de diagnóstico médico por ultrasonido, se usan frecuencias en un rango aproximado de 1 MHz hasta 20 MHz.

#### 2.1.9 Velocidad del sonido

Determinación de la velocidad.- Para ondas longitudinales en fluidos como los líquidos o tejidos humanos, la velocidad de la onda de sonido depende tanto de la elasticidad del medio de propagación como de la densidad del mismo; los materiales más rígidos y con menor densidad permiten mayores velocidades de onda, mientras que los materiales menos rígidos y de mayor densidad disminuyen la velocidad de propagación de la onda. Matemáticamente se expresa en la ecuación 2.2 donde **c** es la velocidad del sonido, **B** es una propiedad del fluido llamada módulo volumétrico (resistencia que ofrece el fluido a ser comprimido) y  $\rho$  es la densidad del fluido.

$$C = \sqrt{\frac{B}{\rho}} \quad 2.2$$

Las unidades para la velocidad del sonido son metros por segundo (m/s) o centímetros por segundo (cm/s).

En la tabla 2.2 se tiene la velocidad del sonido para algunos materiales no biológicos. Obsérvese que la velocidad es mayor en los sólidos que en los líquidos y gases, mientras la tabla 2.3 muestra la velocidad del sonido para los diferentes

tejidos humanos que se exploran con los sistemas de diagnóstico médico por ultrasonido.

**Tabla 2.2 Velocidad del sonido en diferentes materiales**

\* Tomado de Héctor Pérez M. Física General, Publicaciones Cultural 1992. México

<b>Material</b>	<b>Velocidad del sonido (m/s)</b>	<b>Temperatura en °C</b>
Aire	331	0
Agua	1435	8
Oxígeno	317	0
Aluminio	5100	20
Vidrio	4500	20

**Tabla 2.3 Velocidad del sonido en tejidos orgánicos**

<b>Tejido</b>	<b>Velocidad del sonido (m/s)</b>
Pulmón	660
Grasa	1460
Humor acuoso	1510
Hígado	1555
Sangre	1560
Riñón	1565
Músculo	1600
Hueso craneal	4080

Se Observa que es en el tejido pulmonar donde tiene lugar la velocidad más baja; esto debido al aire que llena los alvéolos pulmonares, mientras que en los tejidos restantes involucrados en ultrasonido diagnóstico, la velocidad del sonido está en un rango de 1,500 a 1,600 m/s. En el caso del hueso se puede observar que la velocidad del sonido es de dos a tres veces la velocidad en los tejidos suaves.

La velocidad promedio del sonido en tejidos suaves (excepto pulmones) asumida para los sistemas de diagnóstico médico por ultrasonido es de 1540 m/s.

#### 2.1.10 Longitud de onda

Se le llama longitud de onda a la distancia que existe entre dos crestas o dos valles consecutivos y podemos decir que es la distancia que recorre la onda de sonido durante un ciclo completo, normalmente es designada por la letra griega  $\lambda$ .

La longitud de onda varía en forma inversamente proporcional a la frecuencia y directamente proporcional a la velocidad del sonido en el medio como se observa en la siguiente fórmula 2.3:

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad 2.3$$

De la fórmula se observa que al aumentar la frecuencia la longitud de onda disminuye; esto tiene especial interés cuando se analicen otros factores como la resolución espacial.

### 2.1.11 Amplitud e intensidad

Al hablar de reflexión, atenuación y dispersión frecuentemente se hace referencia a la magnitud o fuerza de la onda de sonido. Una variable que puede usarse en este momento es **la amplitud de la presión**, explicada anteriormente e ilustrada en la figura 2.4 y la definimos como el máximo incremento o disminución en la presión con respecto a la presión atmosférica cuando no hay ondas en el medio. A una onda con magnitud más alta le corresponderá una amplitud de presión mayor que a una onda con magnitud más baja. Se puede hacer la analogía con una onda de sonido audible, donde la amplitud de presión está asociada con la fuerza del sonido.

La intensidad acústica juega un papel preponderante al hablar de los efectos biológicos del ultrasonido y debido a esto es importante definirlo y tenerlo presente. La ecuación 2.4 que define la intensidad  $I$  concerniente al rayo de ultrasonido muestra la relación que guardan la presión  $P$ , la densidad  $\rho$  del medio elástico y la velocidad  $c$  del sonido.

$$I = \frac{P^2}{2\rho c} \quad 2.4$$

Se observa que si la amplitud fuera el doble en una sección del rayo de ultrasonido, la intensidad en la misma sería cuádruple; si la amplitud se incrementara por tres, la intensidad se incrementaría por nueve y así sucesivamente.

## 2.2 Efectos del sonido al cruzar las interfaces de tejidos

### 2.2.1 Impedancia acústica

La impedancia acústica es una propiedad importante de los tejidos y tiene gran influencia en la fuerza o amplitud de los ecos reflejados; se puede definir como el grado de facilidad que presenta una estructura para que el sonido se transmita o viaje a través del mismo. Algunos autores prefieren definirla como el grado de oposición que presenta una estructura al paso del sonido a través de la misma. En esencia ambas definiciones dicen lo mismo y sirven para dejar una idea clara de lo que es la impedancia acústica.

Para efectos prácticos la impedancia acústica  $Z$  de una estructura está determinada por la ecuación 2.5 donde se puede ver que  $Z$  resulta de multiplicar la densidad  $\rho$  del medio por la velocidad  $c$  del sonido en ese medio.

$$Z = \rho c \quad 2.5$$

Las unidades para la impedancia acústica se encontrarán frecuentemente en **rayls** que es igual a  $1\text{Kg}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{s}^{-2}$ . La tabla 2.4 muestra los valores de impedancia acústica para varias estructuras.

**Tabla 2.4 Impedancia acústica en tejidos orgánicos**

<b>Tejido</b>	<b>Impedancia en Rayls</b>
Aire	$0.0004 \times 10^6$
Pulmones	$0.18 \times 10^6$
Grasa	$1.34 \times 10^6$
Agua	$1.48 \times 10^6$
Hígado	$1.65 \times 10^6$
Sangre	$1.65 \times 10^6$
Riñón	$1.63 \times 10^6$
Músculo	$1.71 \times 10^6$
Hueso craneal	$7.8 \times 10^6$

Siempre que una onda o rayo de ultrasonido incide en la interfaz formada por dos materiales que tienen diferente impedancia acústica, parte de la energía del rayo es reflejada y la restante transmitida. La amplitud de las ondas reflejadas depende de la diferencia entre la impedancia acústica de los dos materiales que forman la interfaz. La tabla 2.4 muestra la impedancia acústica para diferentes tejidos orgánicos donde se puede observar que el aire tiene una impedancia acústica muy baja mientras el hueso craneal tiene una impedancia acústica muy elevada. El resto de tejidos suaves es bastante homogénea la impedancia acústica.

## 2.2.2 Reflexión

La imagen de ultrasonido es construida de los ecos generados por las reflexiones de las ondas de ultrasonido desde los bordes de los tejidos y por la dispersión de las irregularidades que existen dentro de los tejidos. Cuando una onda o rayo de ultrasonido viaja a través de un tipo de tejido, encontrará una interface de tejido con diferente impedancia acústica de forma tal que parte de la energía es reflejada de regreso hacia la fuente de la onda y la energía residual se transmite dentro del siguiente tejido.

### 2.2.2.1 Reflexión cuando la incidencia del rayo de sonido es perpendicular

Consideremos primero el caso en el cual el rayo incide perpendicular a una interfaz larga y plana como se aprecia en la figura 2.5. A una interfaz larga y lisa como la mostrada se le llama **reflector especular**, debido a que sus dimensiones son mucho mayores que la longitud de onda del ultrasonido.

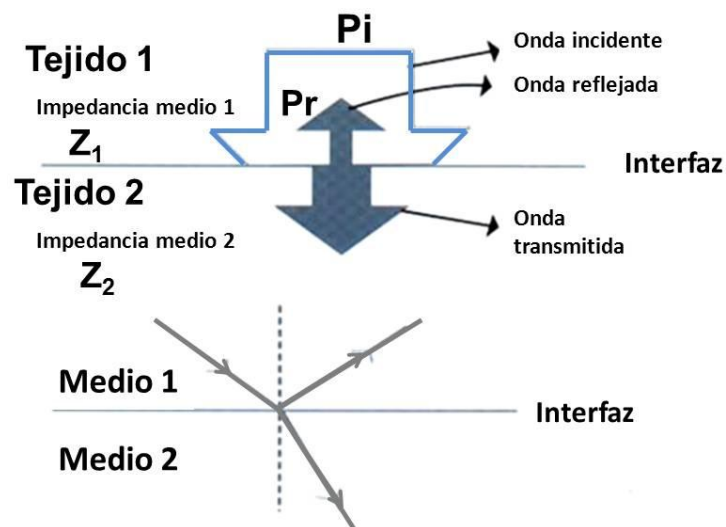


Figura 2.5. Reflexión desde una interfaz larga y plana.



La relación de la amplitud de presión reflejada ***P<sub>r</sub>*** a la amplitud de presión incidente ***P<sub>i</sub>*** se le llama *coeficiente de amplitud de reflexión R* y está determinado por la expresión siguiente:

$$R = \frac{P_r}{P_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad 2.6$$

Donde ***Z<sub>2</sub>*** es la impedancia acústica del lado distal de la interfaz y ***Z<sub>1</sub>*** es la impedancia acústica del lado proximal. De la ecuación anterior podemos deducir que la amplitud de la onda reflejada depende de la diferencia en las impedancias de los dos materiales que forman la interfaz.

Algunos autores prefieren usar el coeficiente de intensidad de reflexión para cuantificar la reflexión del rayo de ultrasonido. La expresión matemática para el coeficiente mencionado está determinada por la ecuación 2.7:

$$\frac{I_r}{I_i} = \left( \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad 2.7$$

Donde ***I<sub>r</sub>*** es la intensidad reflejada e ***I<sub>i</sub>*** es la intensidad incidente. La expresión anterior se puede definir de la siguiente manera: la relación de la intensidad reflejada a la intensidad incidente es igual al cuadrado de las relaciones de la amplitud

reflejada a la amplitud incidente; esto se deriva del hecho de que la intensidad es proporcional al cuadrado de la amplitud de la presión de la onda.

La tabla 2.5 muestra algunos coeficientes de amplitud de reflexión ( $\mathbf{Pr/Pi}$ ) y de intensidad ( $\mathbf{Ir/Ii}$ ) para interfaces con reflexión especular.

**Tabla 2.5 Coeficientes de reflexión e intensidad en interfaces orgánicas**

Interfaz	$\mathbf{Pr/Pi}$	$\mathbf{Ir/Ii}$
Riñón – Bazo	0.003	0.000009
Sangre – Riñón	0.009	0.00008
Riñón – Hígado	0.006	0.00004
Hígado – Músculo	0.018	0.0003
Grasa – Hígado	0.10	0.01
Músculo – Hueso	0.64	0.41
Músculo – Aire	- 0.99	0.98

Cuanto menor sea el coeficiente de amplitud de reflexión, sucederá menos reflexión y la transmisión será mejor; así en la tabla 2.5 se observa que las interfaces tejido suave – tejido suave, tienen básicamente un coeficiente de amplitud de reflexión pequeño; por lo que la mayoría del ultrasonido se transmite a través de la interfaz.

Por lo contrario, cuando el coeficiente de reflexión es alto, se dificultará el uso del ultrasonido diagnóstico para explorar estructuras anatómicas a mayor profundidad. Conforme el coeficiente de reflexión más se acerca al valor de "1", el rayo de ultrasonido es casi completamente reflejado y puede observarse de la tabla 2.5 que en el caso de una interfaz músculo – aire, el coeficiente de reflexión es 0.99 (el signo negativo solo indica la fase de la onda en que sucede la reflexión) por lo cual en esta interfaz no sucede la transmisión del rayo de ultrasonido, pero sí la casi total reflexión del rayo de ultrasonido como podemos ver en la figura 2.6; esto explica el porqué de la necesidad de usar un medio de acoplamiento como el gel para ultrasonido entre el transductor y el paciente a examinar, lo que asegura que no quede aire atrapado entre el transductor y la piel del paciente permitiendo una buena transmisión del ultrasonido hacia el interior del paciente.

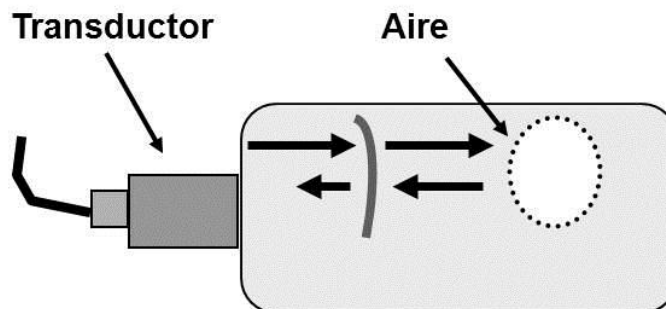


Figura 2.6. Reflexión de una interfaz tejido suave – aire.

Los datos mostrados en la tabla 2.5 indican que en la interfaz tejido suave – hueso, el ultrasonido se refleja casi en su totalidad y la transmisión del mismo será casi nula.

En resumen, la reflexión del rayo de sonido ocurre cuando este incide en una interfaz formada por dos estructuras con diferentes impedancias acústicas, esta diferencia puede ser debido a cambios en la velocidad de propagación del sonido a través de la estructura y/o a la diferencia de las densidades de las estructuras. La magnitud de la onda reflejada y el porcentaje de energía de la misma dependerán de la diferencia de la impedancia acústica en la interfaz, de manera que las interfaces con una gran diferencia en la impedancia acústica reflejarán mayormente el rayo incidente que aquellas interfaces donde la diferencia en la impedancia acústica es pequeña. Las interfaces formadas por dos tejidos suaves tienen pequeña diferencia en la impedancia acústica y normalmente el coeficiente de amplitud de reflexión es menor a 0.1 transmitiéndose fácilmente el ultrasonido.

#### 2.2.2.2 Rayo de sonido que no incide perpendicularmente

Cuando el rayo de sonido no incide perpendicular en el reflector especular la situación cambia y se tienen dos situaciones a considerar que son demostradas con el diagrama de la figura 2.7.

Los factores a considerar son: los medios son diferentes y existen los ángulos de incidencia  $\alpha_i$ , de reflexión  $\alpha_r$  y de refracción  $\alpha_R$  o ángulo transmitido  $\alpha_t$ .

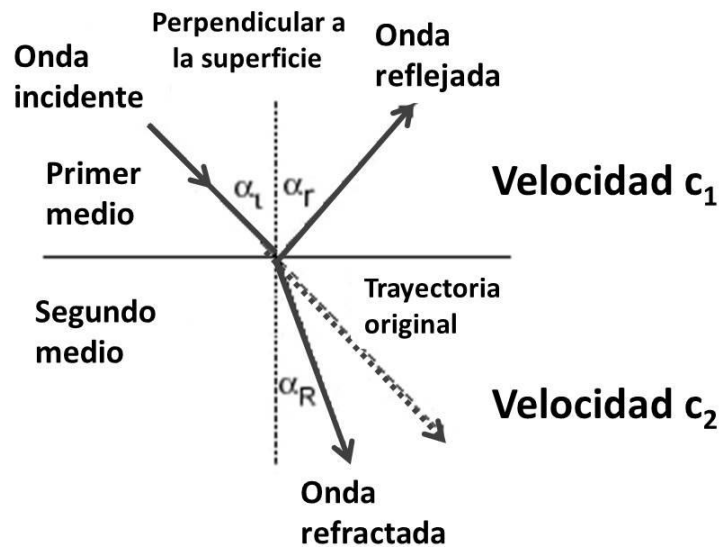


Figura 2.7. Reflexión cuando el sonido incide con un ángulo de inclinación  $\alpha_i$ .

Primero, el rayo reflejado no regresa directo a la fuente, sino que lo hace con un ángulo de reflexión  $\alpha_r$  que es igual al ángulo de incidencia  $\alpha_i$  pero en dirección opuesta, por lo que la amplitud de los ecos detectados dependerá de la orientación de la interfaz respecto del rayo incidente. Debido a esta importante dependencia angular para la detección de los ecos, frecuentemente los reflectores especulares son difíciles de visualizar porque normalmente la orientación de estos no es perpendicular al rayo de sonido.

Un segundo factor que surge es la posibilidad de la refracción del rayo transmitido después de la interfaz de tejido, esta refracción se refiere a la curvatura o cambio en la dirección que sufre el rayo de sonido debido a un cambio de velocidad de la onda de sonido al pasar del medio 1 al medio 2. La mayoría de las personas están familiarizadas con los efectos de la refracción de las ondas de luz, por ejemplo,

se muestra en la figura 2.8 que cuando alguien observa desde fuera de un tanque con agua a un objeto que está inmerso, la ubicación puede ser distorsionada.



Figura 2.8. Refracción de la luz visible.

Esto es causa de la refracción de las ondas de luz porque la velocidad de estas es significativamente mayor en el aire que en el agua, así la posición del objeto será percibido a una profundidad diferente de la que realmente tiene.

La cantidad de refracción es predicha por la ley de Snell que relaciona el ángulo del rayo transmitido respecto al ángulo del rayo incidente y las velocidades del sonido en ambos medios a uno y otro lado de la interfaz de acuerdo con la ecuación 2.8.

$$\frac{\sin \alpha_t}{\sin \alpha_i} = \frac{c_2}{c_1} \quad 2.8$$

La ley de Snell muestra en la tabla 2.6 el cambio que sufre una onda de sonido considerando un ángulo de incidencia de 30 grados y puede observarse que entre tejidos suaves la variación o refracción no es drástica comparada con la variación que sufre la onda si pasara de hueso a tejido suave, debido a la gran diferencia de velocidad del sonido en hueso (4080 m/s) respecto de la velocidad en tejido suave (1540 m/s). De hecho, el mayor efecto debido a la refracción sería en los cambios de velocidad en interfaces de tejido suave y grasa, mismos que están considerados en el diseño de los sistemas de ultrasonido para diagnóstico médico.

**Tabla 2.6 Difracción del sonido en diferentes interfaces orgánicas**

<b>Interfaz</b>	<b>Ángulo del rayo transmitido en grados</b>	<b>Variación en grados</b>
Hueso – Tejido suave	10.9	19.1
Músculo – Grasa	27.1	2.9
Músculo – Fluido	28.8	1.2
Músculo – Sangre	29.2	0.8

### 2.2.2.3 Reflexión difusa

Las interfaces en los órganos del cuerpo humano normalmente no son siempre especulares, existen estructuras muy pequeñas con dimensiones del orden de la longitud de onda del rayo de sonido, como por ejemplo, pequeños vasos sanguíneos o las paredes del borde de los diferentes órganos no son perfectamente

lisos, más bien, tienen cierto grado de irregularidades a los que les llaman reflectores difusos que reflejan ecos débiles o de muy poca amplitud comparado con los ecos reflejados desde una interfaz especular o lisa.

De acuerdo con Hoskins, Martin y Thrush (2010), el parénquima de la mayoría de los órganos tienen una serie de muy pequeños objetivos de tamaño comparable o menores a la longitud de onda del rayo de sonido, a los que se les conoce como difusores acústicos. Las reflexiones de estas estructuras muy pequeñas no siguen los principios de la reflexión especular porque la onda de sonido se dispersa en un gran número de ángulos, provocando que la potencia de las ondas reflejadas sea mucho menor que la que produce un reflector especular como se puede ver en la figura 2.9.

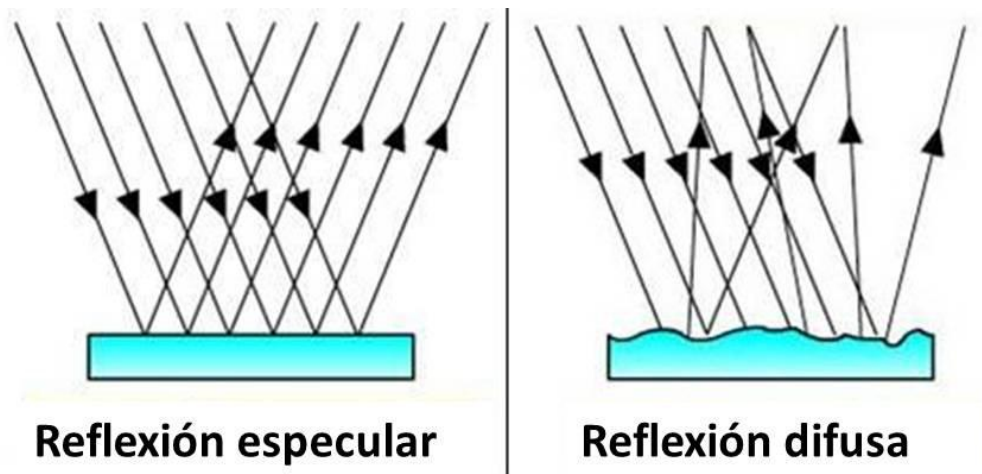


Figura 2.9. Reflexión especular y reflexión difusa.

La potencia de las ondas dispersas depende en gran medida del tamaño  $d$  del objetivo y de la longitud de onda  $\lambda$ , de hecho, para objetivos mucho menores que la



longitud de onda ( $d \ll \lambda$ ), la potencia de dispersión es proporcional a la sexta potencia del tamaño  $d$  del objetivo e inversamente proporcional a la cuarta potencia de la longitud de onda  $\lambda$ , como se muestra en la ecuación 2.9. Esta dependencia de la frecuencia es conocida como dispersión Rayleigh.

$$W_s \propto \frac{d^6}{\lambda^4} \propto d^6 f^4 \quad 2.9$$

Órganos como el hígado no son tan uniformes en densidad y rigidez en escalas que van desde un nivel celular hasta los vasos sanguíneos, lo que resulta en dispersiones que no siguen las reglas descritas en todo el rango de frecuencias usadas en los equipos de diagnóstico. La dependencia que tiene la dispersión en función de la frecuencia en un hígado real, cambia con el rango de la frecuencia usada, por ejemplo de 3 a 10 MHz. Dickinson en Hoskins, Martin y Thrush(2010), infieren, que la potencia de dispersión es proporcional a  $f^m$ , donde  $m$  aumenta con la frecuencia desde aproximadamente 1 a 3 sobre este rango.

Hay dos aspectos importantes de la dispersión para la imagen por ultrasonido; primero, la potencia de la dispersión reflejada por los minúsculos objetivos es pequeña comparada con los ecos reflejados por interfaces grandes, así los ecos reflejados por el parénquima hepático son relativamente débiles; segundo, debido a que el sonido se dispersa en ángulo muy amplio por consecuencia de los minúsculos objetivos, la respuesta, y por lo mismo la apariencia en la imagen de ultrasonido, no

cambia significativamente por efecto del ángulo de incidencia de la onda de sonido, así, el hígado luce similar ultrasónicamente hablando a pesar de la dirección desde donde es mostrado; por el contrario, la apariencia de las interfaces grandes es muy dependiente del ángulo de incidencia de la onda de sonido.

### 2.2.3 Atenuación

La atenuación se mide en decibeles, por lo que es importante tener claro lo que esta notación significa.

De acuerdo con Parker (2010), un decibel es simplemente la relación de la potencia de una señal; ahora, debido a que normalmente las relaciones usadas son de valores muy altos incluso del orden de millones, es conveniente expresarlos en cantidades logarítmicas. Existen relaciones de nivel de señales o de amplitud de señales y relaciones de potencia de señales.

Hoskins, Martin y Thrush (2010), nos dicen que la unidad decibel es la que normalmente se usa para describir la relación existente entre dos señales de ecos de ultrasonido en una escala logarítmica. Así, para un pulso de ultrasonido que se propaga en el tejido humano y sufre cierta atenuación, la relación de intensidades para el pulso de ultrasonido a dos diferentes profundidades se puede expresar en dB de acuerdo con la ecuación 2.10.

$$\frac{I_2}{I_1} (\text{dB}) = 10 \log \left[ \frac{I_2}{I_1} \right] \text{dB} \quad 2.10$$

Sabemos que la intensidad de un pulso de ultrasonido es proporcional al cuadrado de la presión acústica, por lo que la ecuación 2.10 se puede describir como se muestra a continuación:

$$\frac{I_2}{I_1} (\text{dB}) = 10 \log \left[ \frac{P_2}{P_1} \right]^2 \text{ dB}$$

Y sabemos que el logaritmo de un número elevado a una potencia cualquiera es igual a la potencia por el logaritmo del número como se muestra a continuación:

$$\log 10^2 = 2 \times \log 10$$

Entonces la ecuación 2.10 se puede describir como:

$$\frac{I_2}{I_1} (\text{dB}) = 20 \log \left[ \frac{P_2}{P_1} \right] \text{ dB} \quad 2.11$$

La ecuación 2.11 nos da la relación de dos amplitudes, como voltaje o presión, cuando estas son comparadas; mientras que la ecuación 2.10 se usa para comparar intensidad o potencia de señales. Por ejemplo, una relación de intensidad de señal de 10 es igual a 10 dB y una relación de intensidad de 2 es igual a 3 dB. Para una relación de presión o voltaje de 10 y 2, tendremos los valores de 20 y 6 dB respectivamente. Los diferentes autores presentan la notación de decibel en una u otra de las dos formas mostradas en las ecuaciones 2.10 y 2.11.

En la tabla 2.7 se puede ver la correspondencia de relaciones de intensidad y de amplitud a un nivel en decibeles que pueden ser calculados fácilmente con las ecuaciones 2.10 y 2.11.

**Tabla 2.7 Relaciones de intensidad y amplitud en decibeles**

Relación de presión $P_2/P_1$	Log $P_2/P_1$	dB	Log $I_2/I_1$	Relación de intensidad $I_2/I_1$
1	0	<b>0</b>	0	1
1.414	0.15	<b>3</b>	0.3	2
2	0.3	<b>6</b>	0.6	4
4	0.6	<b>12</b>	1.2	16
10	1	<b>20</b>	2	100
100	2	<b>40</b>	4	10 000
1000	3	<b>60</b>	6	1 000 000
1/2	- 0.3	<b>- 6</b>	- 0.6	1/4
1/10	- 1	<b>- 20</b>	- 2	1/100
1/100	- 2	<b>- 40</b>	- 4	1/10 000

De la tabla 2.7 se observa que un cambio de 3 dB en la intensidad corresponde a duplicar la intensidad de la señal. Si una señal de sonido sufre una disminución de 3 dB en su potencia o intensidad corresponde a la mitad de esa cantidad, por ejemplo, si la intensidad original de una onda de sonido fuera de 20 mW/cm<sup>2</sup>, una disminución de 3 dB resulta en una intensidad de 10 mW/cm<sup>2</sup> y otra disminución de 3 dB resulta en una intensidad de 5 mW/cm<sup>2</sup>.

Conforme una onda de sonido viaja a través de los tejidos, su amplitud e intensidad se reducen en función de la distancia de acuerdo con la figura 2.10 y a esa disminución se le conoce como **atenuación**.

Existen principalmente dos razones por las cuales una onda de sonido sufre atenuación al cruzar las interfaces de tejido; primero, la reflexión y la dispersión que sufre el sonido en las interfaces de tejido debido a las variaciones en los órganos;

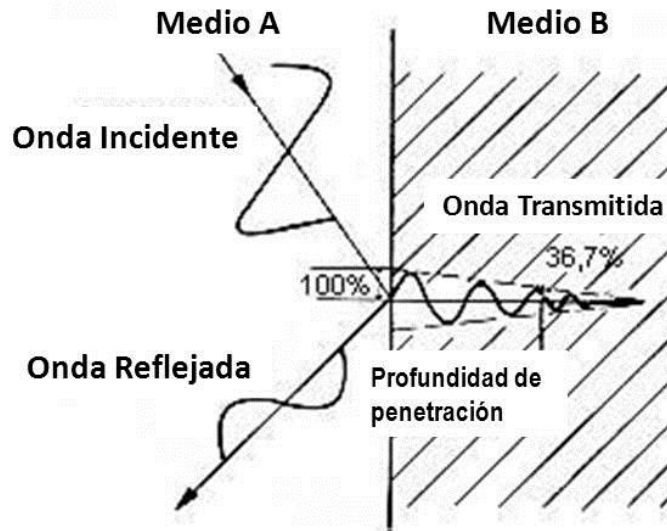


Figura 2.10. Atenuación de la onda de sonido.

Segundo, la absorción, que es muy importante porque la energía acústica se convierte en calor. Cabe mencionar que en los equipos de diagnóstico médico por ultrasonido la cantidad de calor que produce la onda de sonido es muy pequeña y debido a esto los cambios en temperatura no se pueden apreciar.

#### 2.2.4 Coeficiente de atenuación

Normalmente la atenuación de las ondas de sonido en los tejidos se expresa en decibeles por centímetro (dB/cm). Si se tienen dos reflectores separados uno de otro por una distancia de 1 cm, una onda de sonido viajará el doble de distancia (2 cm) en su trayecto de ida y vuelta entre los reflectores. Si los reflectores son iguales, esto es, igual tamaño, misma orientación y con el mismo coeficiente de reflexión, se producirán ecos de la misma amplitud en caso de no existir atenuación; sin embargo, la atenuación provoca que el eco recibido del segundo reflector tenga un nivel un poco menor en dB respecto del eco del primer reflector. El coeficiente de atenuación

de los diferentes tejidos se expresa en dB/cm y sirve para cuantificar los cambios en amplitud de la señal.

La tabla 2.8 muestra valores típicos de coeficientes de atenuación para una frecuencia de 1 MHz y se observa que a esa frecuencia el agua tiene un coeficiente de atenuación muy pequeño, el parénquima de los órganos (por ejemplo el hígado) tiene un valor intermedio y el músculo tiene un coeficiente de atenuación ligeramente mayor.

Como regla general se puede decir que los coeficientes de atenuación para la mayoría de los tejidos están entre 0.5 y 1.0 dB/cm a una frecuencia de 1 MHz.

**Tabla 2.8 Coeficientes de atenuación en tejidos orgánicos**

Material	Coefficiente de atenuación $\alpha$ (dB/cm MHz)
Sangre	0.2
Hueso	6.9
Cerebro	0.6
Tejido mamario	0.75
Tejido cardíaco	0.52
Grasa	0.48
Hígado	0.5
Músculo	1.09
Tendón	4.7
Tejido suave (promedio)	0.54
Agua	0.0022

En los tejidos suaves la atenuación depende en gran medida de la frecuencia del ultrasonido y en la mayoría de los casos es prácticamente proporcional a la frecuencia, dando como resultado las gráficas de la figura 2.11. De esta forma, si el coeficiente de atenuación para un tejido es dado a una frecuencia de 1 MHz, a 2 MHz la atenuación será el doble, a 5 MHz será de quintuplicada y así sucesivamente.

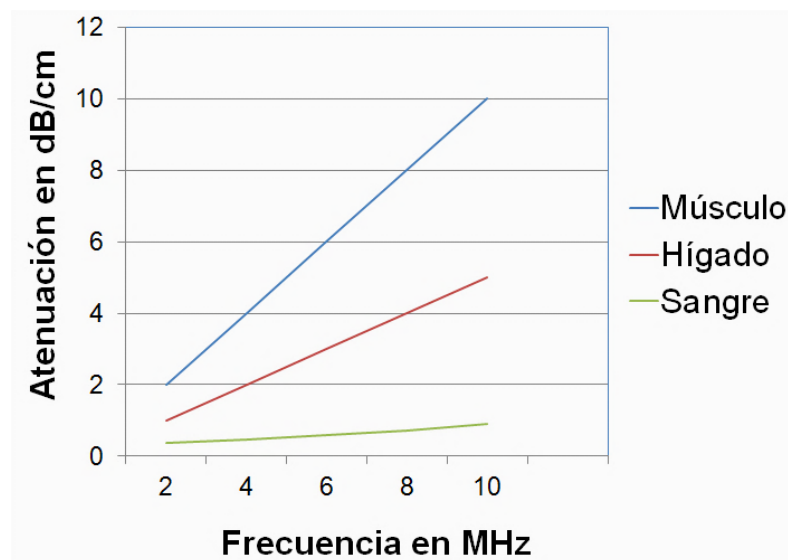


Figura 2.11. Comportamiento de la atenuación del ultrasonido contra la frecuencia.

La figura 2.12 muestra dos imágenes del hígado en un mismo paciente adulto obtenidas con un transductor con rango de frecuencia de 1 a 6 MHz. La imagen izquierda se adquirió en la parte alta de la banda, esto es, alrededor de 5 a 6 MHz y la imagen derecha se adquirió en la parte baja de la banda alrededor de 1 a 2 MHz.

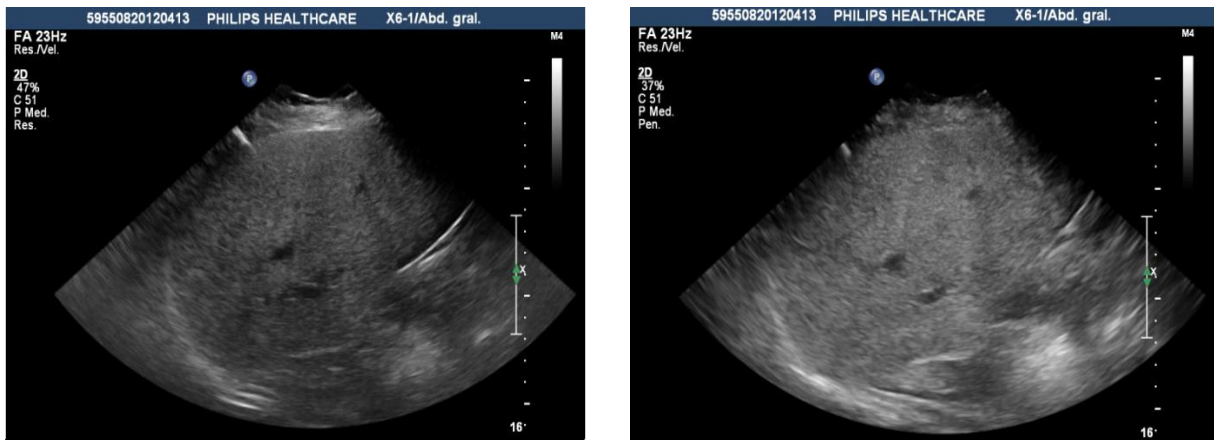


Figura 2.12. Se muestran dos imágenes de hígado. La izquierda adquirida con frecuencia de aproximadamente 5 MHz y la de la derecha con frecuencia baja de 1 a 2 MHz.

Se observa como se incrementa la atenuación al aumentar la frecuencia, dando como resultado una menor penetración en los tejidos, incluso en la imagen derecha tomada con baja frecuencia fue necesario disminuir un poco la ganancia de un 47% a 37% para eliminar brillantez debido a una mayor penetración de la onda de ultrasonido. La dependencia de la atenuación del ultrasonido al incrementar la frecuencia es una de las limitaciones que tienen los sistemas de diagnóstico médico por ultrasonido; por lo que las frecuencias usadas en las diferentes aplicaciones de exploración en estos equipos, marcan un compromiso entre las pérdidas por atenuación en los tejidos y las necesidades de resolución espacial.

### 2.2.5 Interferencia de ondas

Cuando dos o más trenes de ondas de sonido existen simultáneamente en un mismo medio, cada una viaja a través del medio como si las otras ondas no estuvieran presentes, estas se suman algebraicamente produciendo una



superposición de ondas; a este efecto se le conoce como interferencia, provocando que la amplitud de la onda resultante sea mayor o menor que el de las ondas individuales dependiendo de la fase relativa entre ellas.

Podemos ver en la figura 2.13 que si dos ondas de sonido de la misma frecuencia y que están exactamente en fase, se encuentran, resulta una onda de mayor amplitud debido a la suma punto a punto de ambas ondas. Por el contrario, si ambas ondas están totalmente en fase opuesta resulta una onda de menor amplitud o de amplitud cero debido a la suma punto a punto de ambas ondas. Cuando el resultado es una onda de mayor amplitud se le conoce como interferencia constructiva y cuando resulta una onda de menor amplitud se le conoce como interferencia destructiva.

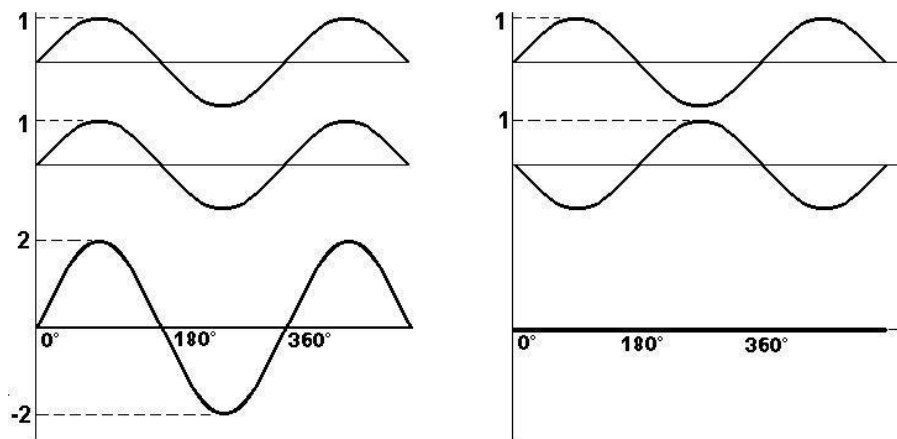


Figura 2.13. Interferencia constructiva y destructiva de ondas.

## 2.3 Principios físicos de Doppler

### 2.3.1 El efecto Doppler

De acuerdo con Smith y Zagzebski (1991), Christian Johann Doppler fue quién describió por primera vez el fenómeno físico que más tarde sería nombrado efecto Doppler y actualmente es aplicable a todo tipo de ondas, tanto electromagnéticas como mecánicas y por consecuencia al ultrasonido.

### 2.3.2 Desplazamiento Doppler para el sonido audible

Zagzebski (1996), dice que cuando existe un movimiento relativo entre una fuente de sonido y el oyente, la frecuencia que escucha el oyente será diferente a la que produce la fuente. La frecuencia escuchada será mayor o menor que la emitida por la fuente dependiendo de si la fuente y el oyente están acercándose o alejándose uno del otro. El cambio en la frecuencia escuchada respecto a la emitida se le conoce como desplazamiento o corrimiento Doppler. Podemos decir que el desplazamiento Doppler se debe a una fuente fija y un receptor en movimiento o a una fuente en movimiento y un receptor fijo o al movimiento simultáneo del receptor y de la fuente.

La mayoría de nosotros estamos familiarizados con el efecto Doppler, cuando una ambulancia que tiene funcionando la sirena pasa cerca de nosotros, como podemos apreciar en la figura 2.14, al momento en que la ambulancia pasa a nuestro lado sucede una abrupta caída en el tono percibido de la sirena. Conforme la ambulancia se acerca al oyente, la frecuencia de corrimiento Doppler provoca que el

tono que percibimos de la sirena sea mayor que el que realmente transmite la sirena, por el contrario, cuando la ambulancia se aleja percibimos una frecuencia menor que la emitida por la ambulancia. La caída abrupta del tono sucede exactamente en la transición entre las dos condiciones mencionadas anteriormente.



Figura 2.14. Corrimiento de la frecuencia Doppler debido a un emisor en movimiento.

El corrimiento de la frecuencia Doppler también sucede cuando es el oyente o receptor quién está en movimiento acercándose o alejándose de una fuente estacionaria.

El receptor al acercarse a la fuente estacionaria escuchará una frecuencia mayor, por el contrario al alejarse de la fuente escuchará una frecuencia menor a la transmitida.

### 2.3.3 Desplazamiento Doppler en los sistemas de ultrasonido

En los sistemas de ultrasonido médico se detecta un desplazamiento Doppler cuando las señales de eco son detectadas desde los receptores en movimiento, en este caso las células rojas sanguíneas o eritrocitos.

En la figura 2.15 se tiene un transductor estacionario que envía ondas de ultrasonido a los receptores en movimiento.

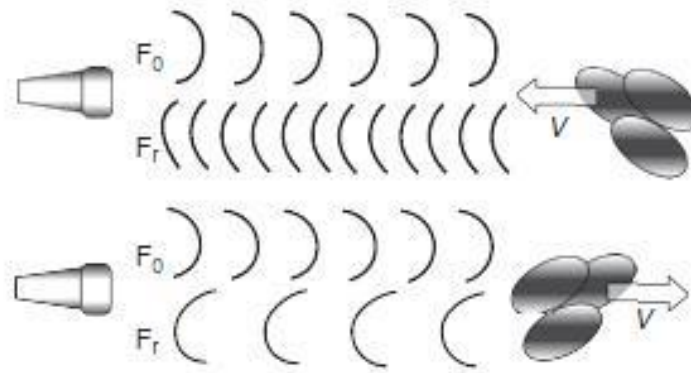


Figura 2.15. Frecuencia de desplazamiento Doppler en ultrasonido médico.

Cuando las células rojas sanguíneas se acercan hacia el transductor, el transductor recibirá ondas de ultrasonido de una frecuencia ligeramente mayor a la frecuencia de emisión. Cuando las células rojas sanguíneas se alejan del transductor, este recibirá ondas de ultrasonido de una frecuencia ligeramente menor a la frecuencia de emisión.

La frecuencia Doppler es la diferencia entre la frecuencia de la onda de ultrasonido enviada y la de los ecos recibidos. Si los glóbulos rojos que dispersan las ondas de ultrasonido debido a su tamaño, se desplazan hacia el transductor a una velocidad de 1 m/s, y la frecuencia del transductor fuera de 5 MHz (5 000 000), las ondas reflejadas tendrán una frecuencia de 5 006 490 Hz, como podemos ver, un poco mayor que la frecuencia de las ondas incidentes. En este caso, la frecuencia de desplazamiento Doppler es de 6490 Hz, observando que está dentro del rango audible. Así, aunque las frecuencias usadas en los equipos de ultrasonido están en

el rango de MHz, la frecuencia Doppler normalmente cae dentro del rango audible y esto permite poder escuchar la señal de los flujos en los vasos sanguíneos.

### 2.3.4 La ecuación Doppler

Los equipos de ultrasonido pueden detectar y evaluar el flujo sanguíneo en venas y arterias de acuerdo con el diagrama mostrado en la figura 2.16. Un transductor es colocado en contacto con la piel y las ondas de ultrasonido son enviadas hacia el vaso sanguíneo de manera que el rayo de sonido forma un ángulo  $\Theta$  con respecto al eje del vaso a explorar.

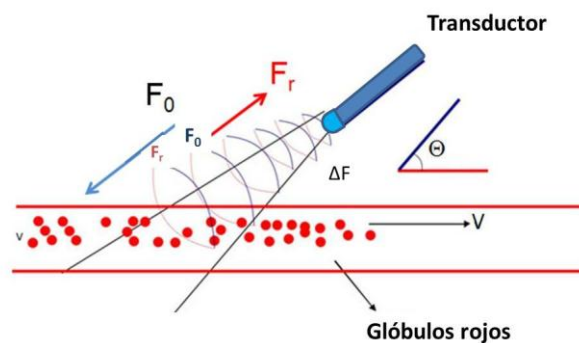


Figura 2.16. Diagrama de la detección de señales Doppler del interior de un vaso sanguíneo.

Lo ideal sería lograr que el flujo sanguíneo sea paralelo al rayo de ultrasonido; sin embargo esto no es posible en la mayoría de los casos. Solamente en cardiología se logran ángulos cercanos a cero grados y esto se debe a la anatomía de las cavidades cardiacas.

En la figura 2.16 se observa que los glóbulos rojos o hematíes dispersan las ondas de ultrasonido produciendo los ecos que regresan al transductor y debido al

movimiento de los hematíes, la frecuencia de las señales de regreso tienen un corrimiento Doppler. La frecuencia Doppler está determinada por la ecuación 2.12.

$$f_D = \frac{2f_0 v \cos \theta}{c} \quad 2.12$$

Donde:  $f_D$  es la frecuencia de corrimiento Doppler  
 $f_0$  es la frecuencia a la que se transmite el ultrasonido  
 $v$  es la velocidad de los reflectores (hematíes)  
 $c$  es la velocidad del sonido (1540 m/s)  
 $\cos \theta$  es el coseno del ángulo Doppler entre el rayo de ultrasonido y la dirección del flujo.

En la práctica clínica interesa conocer la velocidad real que lleva la sangre. Si reordenamos la ecuación 2.12 obtendremos la fórmula 2.13 que calcula la velocidad real del flujo.

$$v = \frac{(f_D)(c)}{2f_0 \cos \theta} \quad 2.13$$

Es importante notar que la velocidad del flujo es inversamente proporcional al coseno del ángulo Doppler, por consecuencia si se tienen errores en la estimación del ángulo nos llevará errores en los cálculos de velocidades del flujo. Después de los 70° pequeños incrementos erróneos del ángulo se traducen en importantes incrementos en la velocidad del flujo. Así lo ideal es trabajar con ángulos Doppler no

mayores a 60° y se logra con herramientas que tienen los equipos de ultrasonido y la habilidad del usuario al realizar maniobras de exploración en el paciente.

## 2.4 Anatomía

Para lograr una correcta comunicación con los usuarios de diferentes especialidades, el especialista de aplicaciones de ultrasonido deberá conocer no sólo la terminología médica de acuerdo al caso correspondiente, además deberá tener conocimientos de la anatomía del cuerpo humano.

La figura 2.17 muestra las diferentes áreas anatómicas donde se hacen exploraciones de ultrasonido y observamos que a excepción de los pulmones e intestinos se puede cubrir prácticamente el resto del cuerpo.



Figura 2.17. Regiones del cuerpo humano aplicables a exploraciones ultrasonido.

Podemos enumerar un gran número de órganos como:

Cerebro en recién nacidos usando como acceso la fontanela<sup>4</sup>. Los estudios de cuello para evaluar la glándula tiroidea y los estudios de mama principalmente en las mujeres para detectar quistes, lesiones malignas o benignas y determinar los grados de fibrosis de la glándula mamaria. Músculo esquelético se refiere a estudios dinámicos de lesiones musculares, tendones, algunos nervios y por supuesto la anestesia regional guiada por ultrasonido. Órganos abdominales como el hígado, vesícula biliar, páncreas, riñones, bazo, conducto biliar común, vena porta, grandes vasos abdominales; para diagnosticar, por ejemplo, litiasis biliar (cálculos), quistes en hígado y riñones, determinar fibrosis de hígado, cirrosis, cáncer de páncreas, etc. En región pélvica de la mujer para evaluar útero y ovarios en tamaño y forma, quistes de ovarios, seguimiento de crecimiento de folículos, miomas en útero, así como el seguimiento del embarazo para determinar el correcto crecimiento del feto o la detección temprana de anomalías y malformaciones. En el aparato genitourinario se pueden explorar la vejiga, los testículos, epidídimo y analizar alteraciones como varicocele testicular y la disfunción eréctil. Articulaciones como son el hombro, codos, muñecas, rodillas, tobillos, lesiones de los tendones, rupturas de la bursa, problemas con los meniscos entre otras. Los estudios de venas y arterias para determinar si existen trombos, malformaciones arteriovenosas, varices por insuficiencia venosa, arterias renales, arteria hepática, arterias de miembros superiores, exploraciones de arterias carótidas para valorar posibles acumulaciones de colesterol (placas) y en su caso el porcentaje de estenosis de carótida interna o externa, valorar el bulbo

---

<sup>4</sup> Espacio sin osificar en el cráneo del niño (Navarro-Beltrán Iracet & al, 1993)



(bifurcación) carotideo. En el corazón para estudiar las válvulas aorta, mitral, tricúspide, pulmonar, tamaño y forma de las aurículas y ventrículos, daño miocárdico debido a infartos, daños valvulares por endocarditis o fiebre reumática, así como la valoración del desempeño del ventrículo izquierdo. En cardiología pediátrica se determinan tamaño y forma de las cavidades cardiacas, malformaciones importantes, defectos septales, visualización de la correcta colocación de dispositivos para cierres de los defectos y remplazos valvulares.

## 2.5 Procesador de señales digitales (DSP)

El procesamiento de señales digitales es el alma de una gran variedad de dispositivos de nuestra vida diaria, algunos ejemplos son los teléfonos celulares, módems DSL, aparatos auditivos digitales, equipos de audio, pantallas planas de televisión, comunicaciones satelitales, reproductores de video, equipos de resonancia magnética (MRI) y equipos de ultrasonido. En este caso lo que concierne son los equipos de ultrasonido.

De acuerdo con Parker (2010), el DSP es básicamente un microprocesador especializado que tiene al menos un multiplicador dedicado, con un acumulador asociado o un sumador con un camino de retroalimentación. El procesador se puede usar de manera eficiente para calcular una suma de productos usados en los filtros FIR. A diferencia de la mayoría de los microprocesadores, los DSP pueden traer simultáneamente de la memoria, tanto instrucciones como datos. Para hacer un cálculo por ciclo de reloj, generalmente requiere de mínimo tres buses de datos; uno

para traer las palabras de instrucciones y los otros dos para traer desde la memoria los dos operadores para el multiplicador. Algunas veces hay un cuarto bus dedicado a datos para permitir que simultáneamente se almacenen datos hacia la memoria, la que generalmente es un chip de acceso por ciclo simple y también conocida como memoria de nivel 1. En los DSP generalmente los datos se leen y escriben de manera predecible a diferencia de las instrucciones; por lo tanto, contienen al menos dos generadores de datos de direcciones, los cuales se pueden configurar para calcular las direcciones en un patrón determinado, incluso de una manera circular o repetitiva, permitiendo la implementación de registros virtuales de corrimiento en la memoria y el acceso de coeficientes filtrados en un orden correcto.

Los DSP son programados usando lenguaje ensamblador específico del fabricante y generalmente por los ingenieros de proceso y aplicaciones que están extremadamente familiarizados con los detalles de la arquitectura del hardware del DSP, y por esta razón, la mayoría de programadores de DSP tienen fuertes bases de ingeniería eléctrica. Debido a la poca memoria disponible en chip, a la necesidad de minimizar el número de ciclos de reloj por cálculo y la intrincada naturaleza matemática de los algoritmos que son implementados, la programación del DSP es más un arte que una habilidad. Existen principalmente tres tipos de arquitectura en DSP: La Von Neumann, Harvard y Harvard Modificado. Por su complejidad, los sistemas de ultrasonido generalmente son desarrollados con DSPs tipo Harvard modificado con dos o tres espacios de memoria separados con la ventaja de que pueden realizar en paralelo tantos accesos como bancos de memoria tengan su propio sistema de buses.

Debido a que las señales originales normalmente son analógicas, deben ser digitalizadas por medio de dispositivos llamados convertidores analógicos a digitales (ADC). Para digitalizar la señal analógica se tomarán muestras a intervalos de tiempo iguales y a este proceso se le conoce como muestreo periódico de la señal. La ventaja de trabajar con señales digitales son: mayor inmunidad al ruido, facilidad de procesamiento y de multiplexado. Si se requieren señales analógicas a la salida entonces son convertidas nuevamente usando convertidores digitales a analógicos (DAC).

Para los sistemas de ultrasonido se utilizan ADC de al menos 8 bits y los hay de hasta 12 bits para obtener rangos dinámicos mayores a 60 dB para excelente relación señal a ruido (SNR), y el muestreo de las señales de entrada debe cumplir con el criterio de Nyquist que dice: para una señal continua con una frecuencia máxima  $F_{max}$ , podrá ser reconstruida sin distorsión a partir de muestras de la señal tomadas a una frecuencia de muestreo  $f_s$  de manera que  $f_s$  sea mayor a 2 veces la frecuencia máxima  $F_{max}$  como se muestra en la ecuación 2.14. Normalmente los sistemas de ultrasonido tienen frecuencias de muestreo por arriba de 40 MHz.

$$f_s > 2F_{max} \quad 2.14$$

## 2.6 Funcionamiento de un equipo de ultrasonido

En general los sistemas de ultrasonido para diagnóstico médico por imágenes se componen además de la fuente de poder de:

### 2.6.1 Subsistema de adquisición

Controla al transductor, genera los impulsos eléctricos que producen las ondas de sonido y convierte la información de los ecos recibidos en datos digitales. Este subsistema se compone de varios módulos: para la selección de transductores, para la generación de señales de reloj que controlan al sistema, y de los formadores de rayos de sonido además del control del bus de datos de RF, y de las tarjetas de canales con sus convertidores ADC.

### 2.6.2 Subsistema de procesamiento de señal

Procesa y modifica las señales recibidas después del formador de rayos de sonido y antes de procesar imágenes. Se compone de un módulo que procesa de forma paralela la información de los ecos recibidos tanto 2D, Doppler Color, Doppler Espectral y demás modos de operación desde el bus de datos RF. Aquí se realiza el filtraje e interpolación de la información además del filtraje pasa banda de cuadratura (Fazioli & Gatzke, 2003) para determinar la fase de las señales Doppler y así saber si el flujo se acerca o se aleja de transductor, procesamiento del flujo y señales Doppler. En otras palabras, es en este subsistema donde se encuentran los DSP y normalmente están desarrollados con ASICs o arreglos FPGAs o ambos de tecnología propietaria de los fabricantes.

### 2.6.3 Subsistema de desplegado

Da formato a la información de los ecos para ser desplegada en el monitor de video y equipos periféricos, contando con módulos de video, puertos USB.

#### 2.6.4 Subsistema de control

Para la interface del usuario: con los controles del equipo, teclado alfanumérico, trackball y demás funciones del panel de operación.

En la figura 2.18 pueden ver un diagrama a bloques de un sistema de ultrasonido Philips de alto desempeño. El subsistema de procesamiento de señal está formado por el DSC y la UMB, el subsistema de despliegado lo conforman la UAVIO, Display y PCI-E.

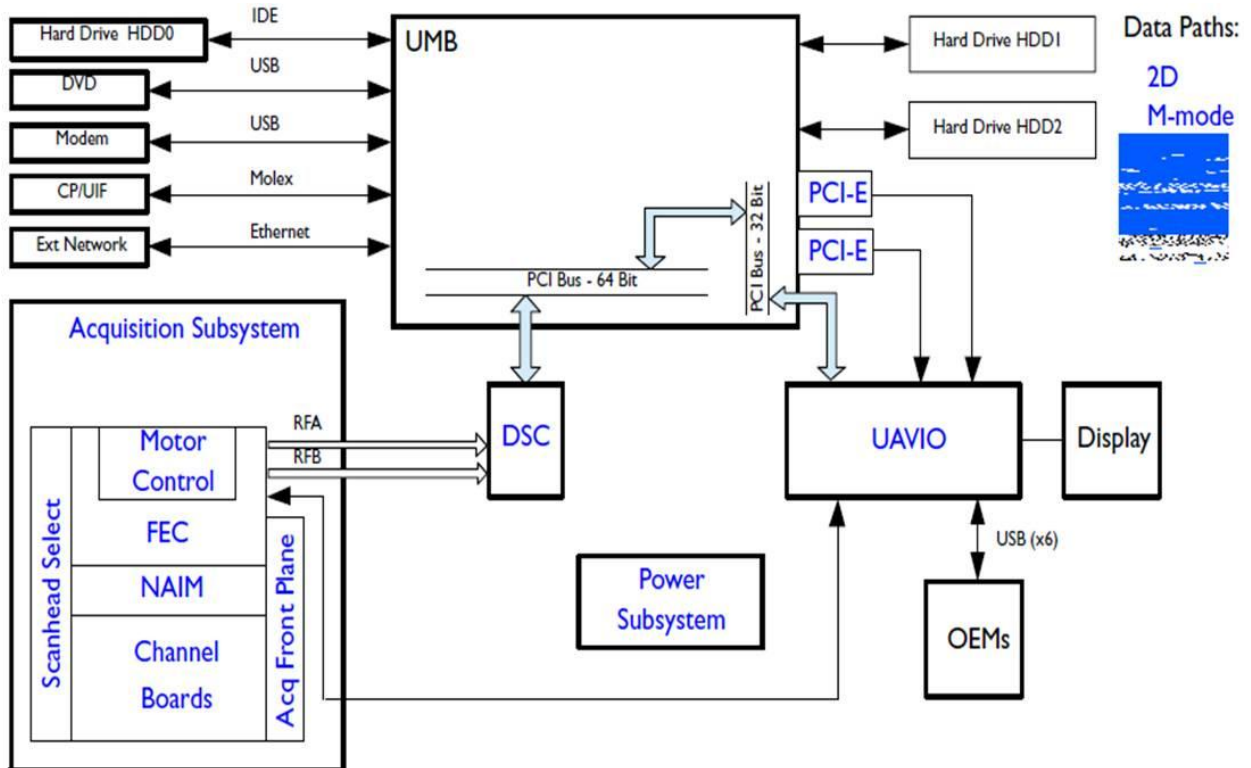


Figura 2.18. Diagrama a bloques de un sistema de ultrasonido de alto desempeño.

## 2.7 Propiedades de los Transductores de Ultrasonido

### 2.7.1 Transductor

Este término se refiere a todo dispositivo con la capacidad de convertir una forma de señales o energía a otra. En medicina diferentes tipos de transductores se usan para medir datos de pacientes o de laboratorio, los que son sensibles a parámetros específicos de interés como: presión, niveles de electrolito, movimiento, temperatura, etc., convirtiendo los valores detectados en señales eléctricas, que se aplican a instrumentos electrónicos para su procesamiento y resultado. Los **transductores de ultrasonido** convierten energía eléctrica en energía acústica y viceversa. Estos se usan de igual manera como detectores y como transmisores de ondas de ultrasonido.

### 2.7.2 Efecto piezoeléctrico

Los transductores usados en sistemas de diagnóstico por ultrasonido usan el efecto piezoeléctrico para generar las ondas de sonido y detectar los ecos provenientes del órgano examinado. El efecto piezoeléctrico fue descubierto en el año de 1880 por Pierre y Jacques Curie, ellos observaron que al aplicar presión perpendicular a las superficies de un cristal de cuarzo, se genera una carga eléctrica que puede ser detectada y amplificada de forma que produce una señal eléctrica útil, por el contrario, si una señal eléctrica es aplicada a un cristal de cuarzo, el cristal vibra produciendo una onda de sonido que viajará perpendicular a la superficie del cristal; es por esto que un transductor piezoeléctrico puede hacer ambas funciones de transmisor y receptor de señales de sonido.

Un cierto número de materiales naturales entre los que está el cuarzo, son piezoeléctricos y fueron usados para transductores en los inicios de los equipos de diagnóstico médico por ultrasonido. El cuarzo se sigue utilizando en transductores especializados para mediciones acústicas precisas en los laboratorios y ocasionalmente en transductores destinados para aplicaciones de alta potencia; sin embargo el desarrollo de cerámicas piezoeléctricas para los elementos de los transductores ha desplazado al cuarzo en los sistemas de diagnóstico por ultrasonido.

### 2.7.3 Elementos de cerámica

Los elementos de cerámica, como por ejemplo el zirconato-titanato de plomo (PZT por sus siglas en inglés), consisten de la combinación de cristales microscópicos orientados aleatoriamente en la totalidad del elemento. Mecánicamente estos materiales son frágiles y pueden sufrir daño al caerse o aplastarse. En el proceso de fabricación se les pueden dar diferentes formas, tales como pastillas rectangulares, discos planos o cóncavos para su optimización de acuerdo al tipo, tamaño y frecuencia del transductor del que formarán parte.

Para que las cerámicas se puedan usar en la transmisión y recepción de ondas de ultrasonido, primero son polarizadas y para ello, se calienta el material hasta la llamada temperatura Curie, que será diferente dependiendo del tipo de cerámica, en el caso del PZT es de 365°C. Al llegar a la temperatura Curie los cristales microscópicos se mueven libremente, entonces se aplica un alto voltaje a través del elemento, produciendo un alineamiento parcial o polarización de los

cristales microscópicos; sin dejar de aplicar el alto voltaje se procede a enfriar la cerámica, logrando así que los cristales se mantengan polarizados y cumplan con las propiedades piezoeléctricas deseadas.

El elemento puede perder sus propiedades piezoeléctricas (ser despolarizado) si es calentado involuntariamente por arriba de la temperatura Curie.

#### 2.7.4 Tipos de transductores

Los transductores se clasifican en mecánicos y electrónicos. En los mecánicos la generación del barrido del haz de ultrasonido requiere el movimiento **rotatorio** o bien, **oscilatorio** del cristal o cristales piezoeléctricos inmersos en un líquido de acoplamiento acústico dentro del cuerpo del transductor. La focalización del haz en este tipo de transductores es fija y la calidad de la imagen es generalmente inferior a la de otros transductores de múltiples cristales o elementos.

Actualmente se usan transductores mecánicos para estudios de tercera dimensión en tiempo real o 4D que es como se ha comercializado en el ámbito de la medicina. La figura 2.19 muestra un diagrama de como operaban los transductores mecánicos a fines de los años 80 y algunos de los transductores actualmente usados para estudios de 4D.

Los transductores electrónicos tienen una serie o arreglo de elementos piezoeléctricos cuya disposición espacial puede ser lineal (**linear array**) o bien convexa (**curved array**), que producen el barrido sin necesidad de movimiento. En los arreglos lineales, el frente de ondas se genera paralelo al plano de la superficie del transductor, generando una imagen rectangular.



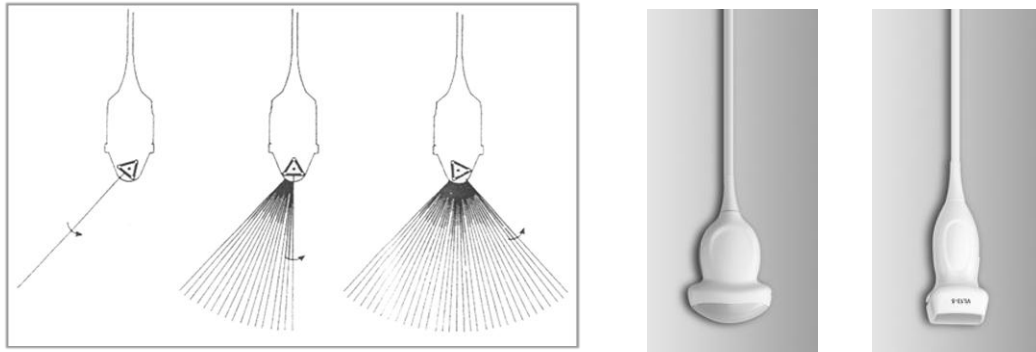


Figura 2.19. Izquierda un transductor mecánico. Derecha transductores para estudios en 4D.

En los transductores de superficie curva, el frente de ondas genera un campo progresivamente mayor, logrando obtener un gran campo profundo usando un transductor relativamente pequeño.

Se pueden generar frentes de ondas aplicando el voltaje a todos los elementos de un pequeño grupo de elementos de manera secuencial de forma tal que el rayo de sonido generado se desplaza en la superficie del transductor desde un extremo al otro. Este principio de funcionamiento lo tienen los transductores lineales y convexos o curvos.

Los transductores de arreglo lineal pueden operar simultáneamente como conmutados o como arreglo en fase. Este tipo de transductores puede permitir que de manera simultánea visualicemos los estudios de imagen y los estudios Doppler debido a que la dirección del haz se puede cambiar instantáneamente por causa del control electrónico de los retardos de tiempo en los recorridos de las señales

ultrasónicas asociadas con cada elemento del transductor. La figura 2.20 muestra el transductor lineal y su principio de funcionamiento.

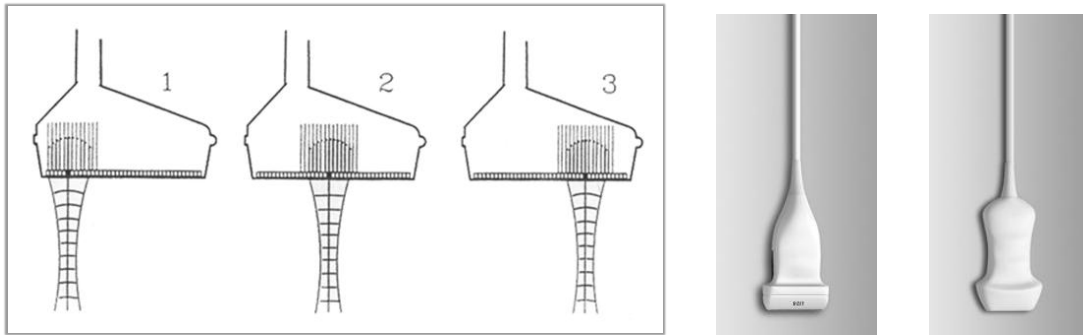


Figura 2.20. Izquierda un transductor lineal. Derecha transductores lineales actuales.

Otra manera de generar las ondas de sonido es aplicando el voltaje a todos los elementos del transductor pero con pequeñas diferencias de tiempo de forma que el rayo de sonido generado cambie su dirección continuamente resultando en un barrido que produce una imagen de forma de sector.

A estos transductores se les conoce como arreglo en fase y podemos ver su principio de funcionamiento en la figura 2.21.

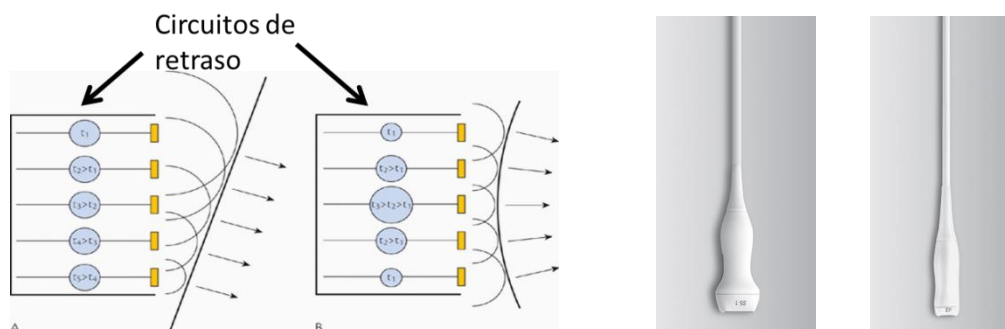


Figura 2.21. Izquierda funcionamiento del transductor sectorial arreglo en fase. Derecha transductores sectoriales actuales.

### 2.7.5 Conformación de un transductor

De acuerdo con Kremkau (2011), para la imagen de ultrasonido los transductores son operados por un voltaje alterno de un ciclo que producirá dos o tres ciclos de pulsos de ultrasonido; mientras que para la técnica Doppler son operados con 5 a 30 ciclos más largos de voltaje. Esta operación produce una presión alternante que se propaga desde el transductor como una onda de sonido y la frecuencia de esta onda es igual a la frecuencia del voltaje de operación, que debe estar razonablemente muy cerca de la frecuencia de operación ( $f_0$ ) del transductor para que opere con una eficiencia adecuada. La frecuencia de operación, algunas veces llamada frecuencia de resonancia, es la frecuencia natural o predeterminada del elemento o cristal del transductor, que depende de:

- La velocidad de propagación ( $c_t$ ) del material del que está hecho el cristal.
- El grosor ( $th$ ) del cristal del transductor.

La frecuencia de operación es tal que el grosor del cristal corresponde a la mitad de la longitud de onda en el elemento o cristal. La tabla 2.9 muestra las frecuencias para elementos con un grosor de 0.2 a 1 mm, considerando una velocidad de propagación en el elemento de 4 mm/ $\mu$ s se observa que a menor grosor de los elementos, se tiene una frecuencia mayor. La ecuación 2.14 muestra la dependencia de la frecuencia del grosor de los cristales.

$$f_0(\text{MHz}) = \left[ \frac{c_t(\mu\text{s})}{2*th(\text{mm})} \right] \quad 2.14$$

**Tabla 2.9 Relación de la frecuencia de operación para diferentes grosores de cristales.**

Frecuencia (MHz)	Grosor (mm)
2.0	1.0
3.5	0.6
5	0.4
7.5	0.3
10	0.2

En transductores de banda ancha (aquellos que tienen un ancho de banda fraccional de al menos 70%) se pueden usar voltajes selectivos para que trabajen en más de una frecuencia al ser operados con pulsos de voltaje con la frecuencia seleccionada para operación; lógicamente, estas frecuencias deben caer en el ancho de banda del transductor. Una ventaja de la banda ancha es que permite trabajar con imagen armónica, que consiste en recibir el doble de la frecuencia de la que fue enviada hacia el interior del cuerpo humano y que se traduce en un mejoramiento de la imagen porque elimina ruido y realza los bordes de estructuras.

El transductor es sin duda la pieza más importante del sistema de ultrasonido, ya que si éste es ineficiente, aunque se tenga excelente hardware y software, el desempeño del equipo será en correspondencia ineficiente. La figura 2.22 muestra los componentes de un transductor donde podemos ver que consta de:

- Cable que alimenta de pulsos de voltaje a los elementos del transductor.

- Cubierta metálica externa para aislar el transductor de interferencias debido a señales externas.
- Electrodo que son alimentados con voltaje alterno para hacer vibrar a los cristales piezoeléctricos también mostrados en la figura.
- Material de respaldo cuya función es amortiguar o detener la vibración de los elementos en máximo dos o tres pulsos, lo que implica una gran mejora en la banda de frecuencia de operación del transductor. Este material está hecho de una combinación de polvo metálico y plástico o resina epóxica. Es importante mencionar que los fabricantes de equipos de ultrasonido no dan información del proceso de fabricación de los transductores y mucho menos de la composición de los materiales usados.
- Lente que ayuda a un mejor acoplamiento de impedancias entre los cristales y la piel del cuerpo humano.

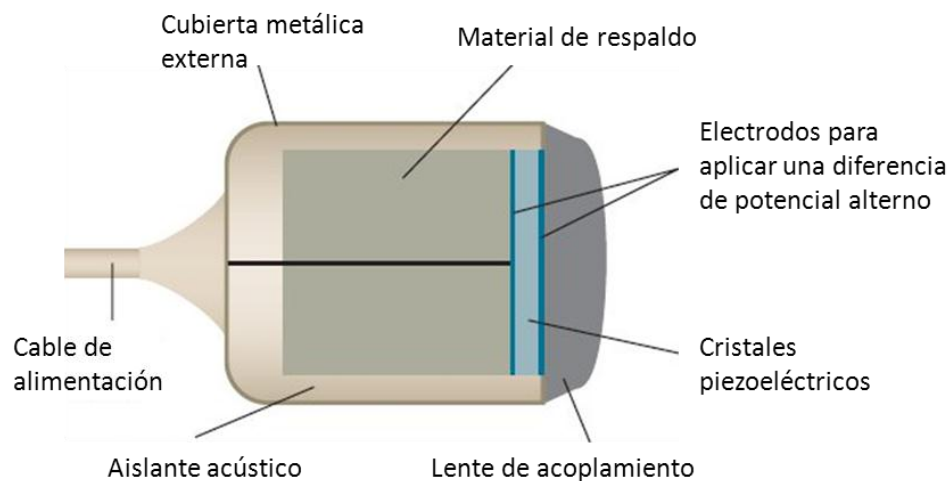


Figura 2.22. Diagrama de la conformación de un transductor.

El material de respaldo es muy importante porque al lograr reducir la duración y longitud espacial de los pulsos de voltaje, se mejora la resolución, pero además, al acortar los pulsos se aumenta el ancho de banda del transductor. El rango de ancho de banda para transductores actuales va desde un 50% hasta un 100%. Un ejemplo de banda ancha del 100% es un transductor con frecuencia de operación de 5 MHz con una banda ancha de 5 MHz, lo que permite una operación desde 2.5 MHz hasta 7.5 MHz.

#### 2.7.6 Capas de acoplamiento del transductor

Debido a que las diferencias de impedancia entre los cristales del transductor y la piel es de un factor de aproximadamente 20 veces y esto provocaría que cerca del 80% de la energía transmitida se reflejara al impactar la piel, con la consecuencia de que la onda de sonido no penetre hacia el cuerpo y no se obtengan ecos que permitieran obtener las imágenes de la estructura de los órganos, se procede a colocar en la cara del transductor una capa o lente de acoplamiento y así resolver este problema. La lente tiene un valor intermedio de impedancia respecto de los cristales y los tejidos humanos, mejorando así la transmisión de las ondas de ultrasonido. Como se menciona previamente, la banda ancha permite que se tengan múltiples longitudes de onda en los pulsos cortos y por consecuencia se usan múltiples capas de acoplamiento en lugar de una sola para mejorar la transmisión de las ondas de ultrasonido.

### 2.7.7 Medio de acoplamiento

Una muy pequeña capa de aire entre el transductor y la piel reflejaría virtualmente todo el sonido, para evitar esto, se usa un medio de acoplamiento, generalmente es un gel acuoso fabricado especialmente para ultrasonido y se aplica sobre la piel para eliminar el aire, logrando un adecuado acoplamiento de impedancias que permite una eficiente transmisión del ultrasonido hacia el interior del cuerpo y la captura de los ecos recibidos desde el cuerpo por el transductor. En la figura 2.23 se puede ver gel de acoplamiento de origen extranjero y nacional.



Figura 2.23. Gel para ultrasonido.

## 2.8 Enfoque del rayo de sonido

El término rayo se refiere a la anchura de un pulso conforme este viaja alejándose del transductor. En la figura 2.24 se observa que el transductor produce un rayo de sonido con un ancho que varía conforme se aleja de la cara del transductor e ilustra que la intensidad no es uniforme a lo largo de todo el rayo, aunque ese rayo mostrado incluye casi toda la potencia en el mismo. Algunas veces, una intensidad significativa viaja fuera en algunas direcciones no incluidas en el rayo y se les conoce como lóbulos laterales que son fuente de artefactos.

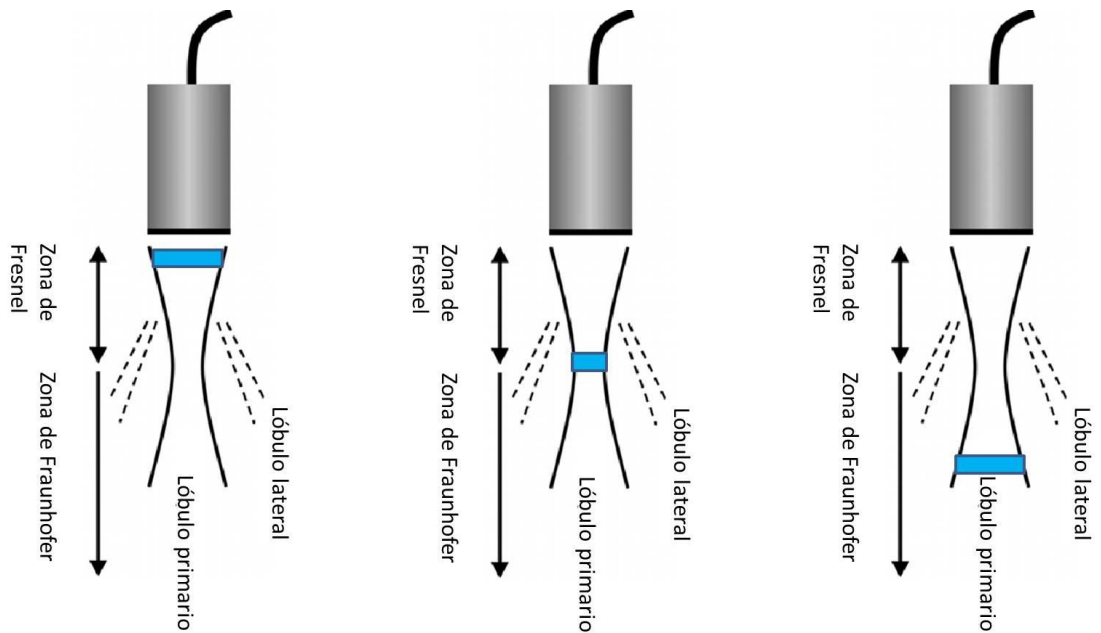


Figura 2.24. Ancho del rayo de sonido en las regiones a lo largo del mismo.

### 2.8.1 Zonas cercana y lejana

A lo largo del rayo de sonido se pueden distinguir principalmente dos regiones: La zona cercana, campo cercano o zona de Fresnel donde el ancho del rayo de sonido disminuye con el incremento de la distancia desde el transductor dentro de la zona cercana. Esta zona está determinada por el tamaño y frecuencia de operación de los elementos. La longitud de la zona cercana aumenta con un incremento de la frecuencia o el tamaño de los elementos.



La zona lejana, campo lejano o zona de Fraunhofer es la región que está más allá de la zona cercana donde el ancho del rayo de sonido aumenta con el incremento de la distancia desde el transductor dentro de la zona lejana.

Algo que es sorprendente es que aun en transductores con elementos sin enfoque, existe un estrechamiento del rayo de sonido llamado foco natural del transductor.

Adicionalmente se puede realizar un enfoque del rayo de sonido usando elementos curvos, usando lentes adheridas a la cara de los cristales o mediante un manejo electrónico de la fase de las ondas.

## 2.8.2 Resolución

La resolución es la separación mínima requerida para poder distinguir dos reflectores como distintos. La generación de la imagen requiere la producción discontinua o pulsada del ultrasonido. Cada pulso típicamente consta de tres ciclos.

### 2.8.2.1 Resolución axial

La podemos definir como la capacidad de distinguir dos estructuras que estén separadas a lo largo del rayo de ultrasonido y es determinante la longitud de onda. El producto de la longitud de onda por el número de ciclos del pulso determina la longitud del pulso, la cual define la resolución máxima a lo largo del eje del rayo (resolución axial o longitudinal).

La resolución axial depende de la frecuencia, siendo relativamente constante para un transductor dado.

### 2.8.2.2 Resolución lateral

El ancho del haz de ultrasonido determina la máxima resolución de los objetos situados en el plano perpendicular al eje axial. La focalización se emplea para alcanzar la máxima resolución lateral a una profundidad deseada.

En la figura 2.25 se tiene un diagrama que muestra la interpretación de los dos tipos de resolución.

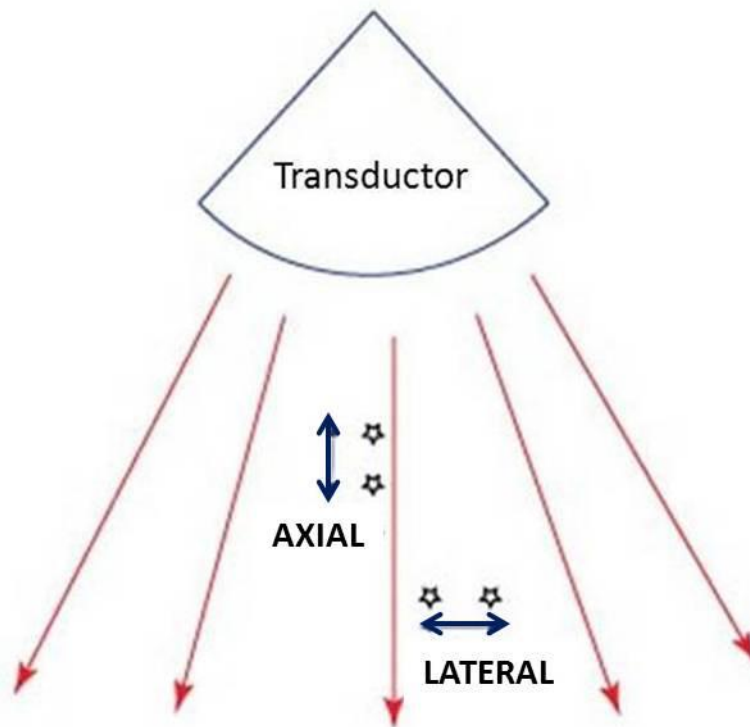


Figura 2.25. Resolución axial y lateral del sonido.

En la figura 2.26 podemos ver una gran variedad de transductores electrónicos lineales, convexos o curvos y de arreglo en fase o sectoriales.

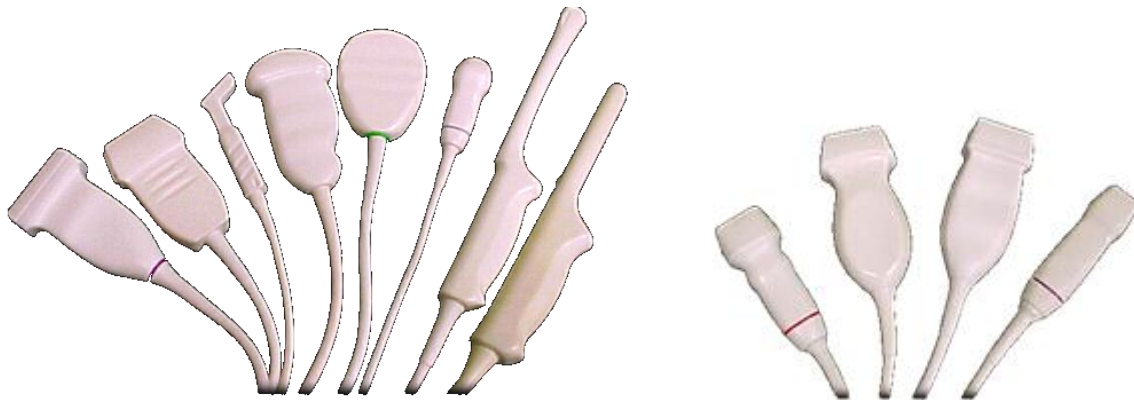


Figura 2.26. Diferentes tipos de transductores.

## **CAPÍTULO III**

### **PRUEBAS Y RESULTADOS**

### 3 Pruebas y resultados

#### 3.1 Selección del transductor

En diagnóstico médico por ultrasonido es muy importante seleccionar el tipo de transductor y frecuencia de acuerdo al paciente y a la región a explorar. En la tabla 3.1 se tiene una clasificación general de los estudios y los transductores aplicables a los mismos, mientras en la figura 3.1 pueden ver los diferentes tipos de transductores.

**Tabla 3.1 Tipos de estudios y frecuencias recomendadas.**

<b>Tipo de estudio</b>	<b>Tipos de transductores y frecuencias recomendadas</b>
Abdomen superior	Convexos de 1 a 6 MHz.
Ginecología	Convexos de 1 a 5 MHz. Vaginales de 4 a 8 MHz.
Obstetricia	Convexos de 1 a 5 MHz. Volumétricos vaginales de 3 a 10 MHz.
Urología	Intracavitarios de 4 a 10 MHz. Volumétricos intracavitarios.
Partes pequeñas (mama, tiroides, escroto)	Lineal de 7.5 a 17 MHz.
Cabeza neonatal	Micro convexo o sectorial de 5 a 8 MHz.
Abdomen pediátrico	Micro convexo 3 a 8 MHz.
Ortopedia y reumatología	Lineal de 5 a 18 MHz.
FAST	Sectoriales de 1 a 5 MHz. Lineal de 3 a 13 MHz
Vascular periférico	Lineal de 3 a 13 MHz.
Cardiología adultos	Sectorial de 1 a 5 MHz.
Cardiología pediátricos y neonatos	Sectorial de 3 a 8 MHz y de 5 a 12 MHz.
Cardiología transesofágico	Transesofágico de 2 a 7 MHz, 3 a 7 MHz o de 3 a 8 MHz.
Tercera y cuarta dimensión (3D y 4D)	Volumétricos convexos y vaginales.

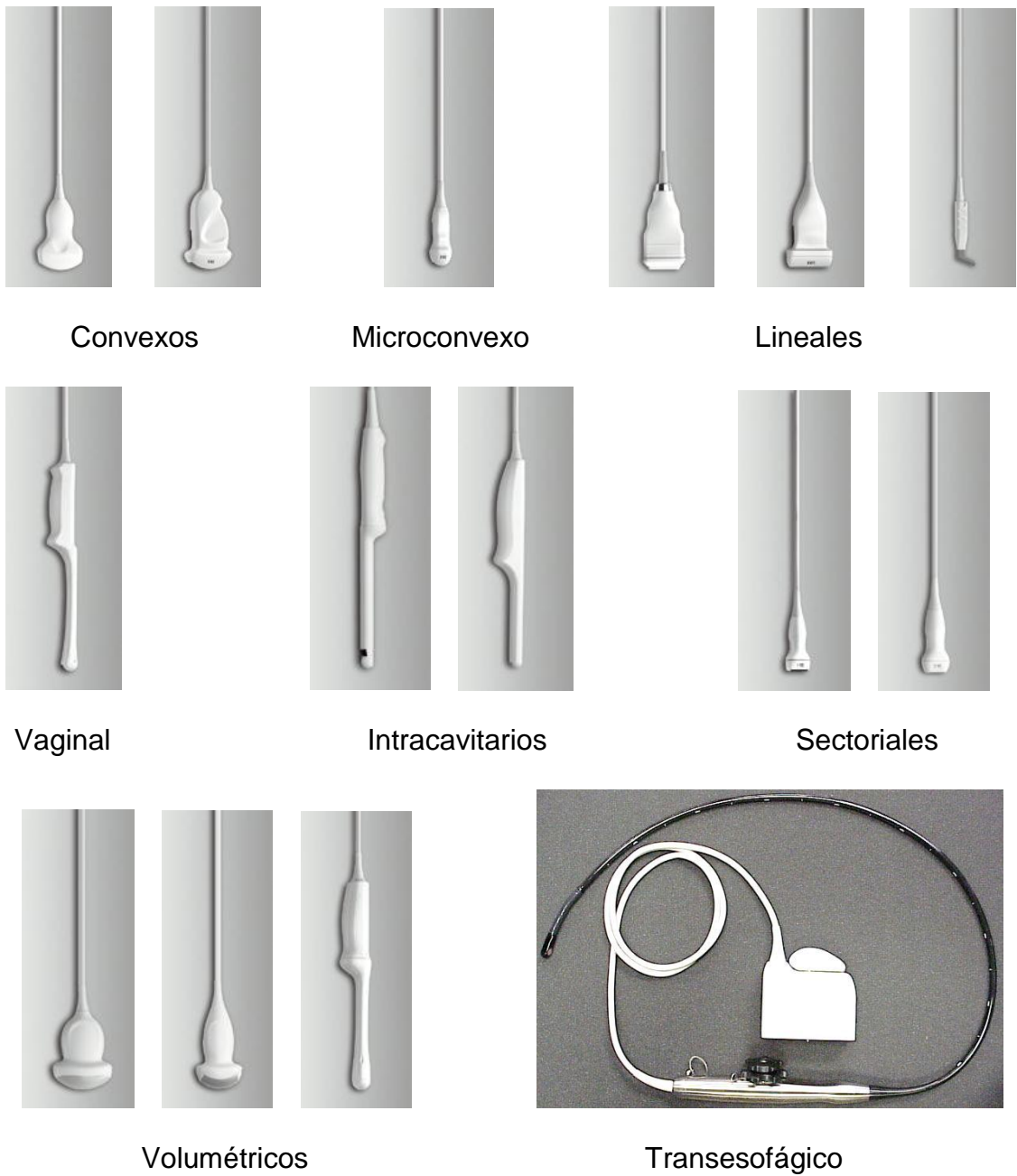


Figura 3.1. Transductores para diferentes aplicaciones.

Es importante mencionar que las frecuencias de los transductores varían un poco entre los diferentes fabricantes de equipos de ultrasonido.

Las marcas más conocidas en México son: Philips, GE, Siemens, Toshiba, Hitachi-Aloka. Esaote, Sonosite, Medison, Mindray y otros.

## 3.2 Instrumentación de los equipos de ultrasonido

### 3.2.1 Modos de imagen

En ultrasonido existen diferentes modos de imagen o formas de visualizar diferentes características de los órganos o regiones anatómicas exploradas.

**Modo A.-** Del inglés amplitud. Primer modo de imagen en el cual los ecos recibidos de las estructuras que reflejan las ondas de sonido se modulan en amplitud de señal y la gráfica obtenida muestra diferentes intensidades de los ecos.

**Modo B.-** Del inglés brigth. También llamado modo 2D, es un corte seccional de un órgano y los ecos recibidos de las estructuras que reflejan las ondas de sonido son modulados en tonos de brillo que corresponden a diferentes intensidades de los ecos. Es el modo de imagen más utilizado.

**Modo M.-** Del inglés motion. Modo de imagen en el cual se puede observar y analizar el comportamiento de los órganos o estructuras en el tiempo. Utilizado ampliamente en cardiología para estudiar las gráficas del movimiento de las válvulas cardiacas en el tiempo. Los ecos recibidos de las estructuras son modulados en tonos de brillo.

**Modo PW.-** Del inglés pulsed wave. Modo de imagen que utiliza el efecto Doppler para mostrar una gráfica del comportamiento del flujo sanguíneo en el dominio del tiempo. El Doppler pulsado permite medir las velocidades de la sangre dentro de los vasos sanguíneos y se utiliza normalmente en estudios cardiacos y

vasculares. Normalmente alcanza a medir velocidades de flujo de hasta aproximadamente 5 m/s.

**Modo CW.-** Del inglés continuous wave. Modo de imagen que utiliza el efecto Doppler para mostrar una gráfica del comportamiento del flujo sanguíneo en el dominio del tiempo. El Doppler continuo se utiliza normalmente en estudios cardiacos ya que permite medir velocidades de flujo de hasta 15 m/s.

**Modo Doppler Color.-** Modo de imagen que utiliza el efecto Doppler para mostrar en codificación de colores el comportamiento del flujo sanguíneo. Normalmente el flujo que viaja hacia el transductor se verá en color rojo y el que se aleja del transductor se verá en color azul, esto como una estandarización universal. La intensidad en brillo del color nos da información de la velocidad aparente del flujo.

**Modo Color Power Angio o Doppler de Poder.-** Modo de imagen más sensible para detectar flujo sanguíneo de baja velocidad.

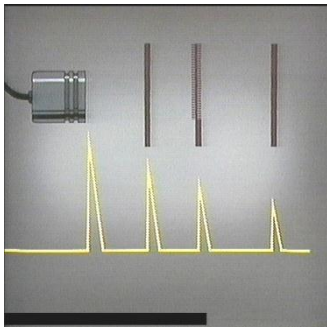
**Modo 3D.-** Modo de imagen que permite empalmar diferentes cortes o planos para integrar un volumen que se mostrará estático.

**Modo 4D.-** Modo de imagen que requiere de transductores volumétricos y permite obtener imágenes tridimensionales en movimiento. También se lo conoce como 3D en tiempo real.

**Imagen armónica.-** Modo de imagen que aprovecha la propagación no lineal del ultrasonido y posibilita el obtener imágenes del doble de la frecuencia emitida. Mejora la visualización de bordes y elimina ruido.

En la figura 3.2 podemos ver los diferentes modos de imagen que pueden visualizarse con los equipo de ultrasonido.

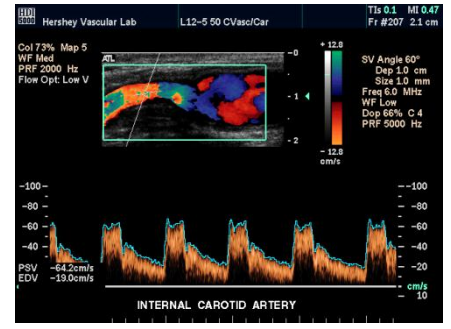




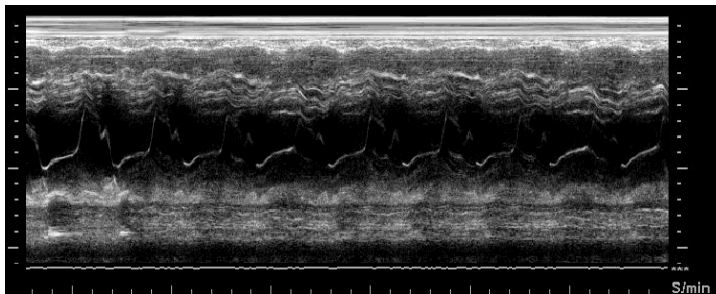
Modo A



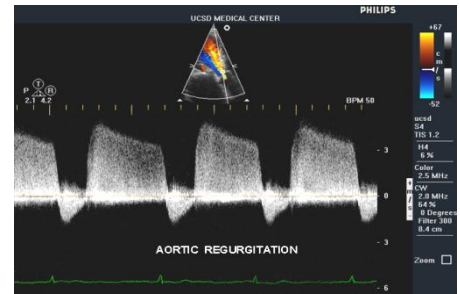
Modo B



Modos Doppler Color y Doppler pulsado



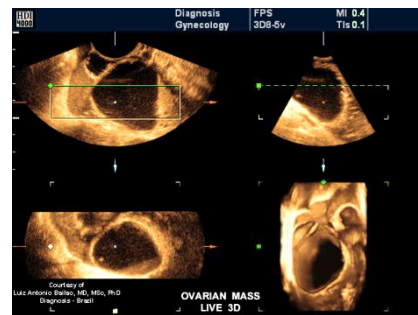
Modo M



Modos Doppler Color y Doppler continuo



Modo 3D



Modo 3D con cortes planares

Figura 3.2. Diferentes modos de imagen.

### 3.3 Partes de las que se compone un sistema de ultrasonido

Un equipo de ultrasonido se compone principalmente de:

**Monitor.-** Actualmente son tipo LCD de diferentes resoluciones (VGA, SVGA, XVGGA, etc.) en tamaños que van desde 15 hasta 21 pulgadas y que permiten visualizar la imagen de ultrasonido.

**Panel de operación.-** Se compone de los diferentes controles y botones que permiten seleccionar los modos de imagen, el transductor, optimizar la imagen para un mejor diagnóstico, botón de encendido y apagado.

**Cuerpo principal del equipo.-** Donde están los conectores para varios transductores, drive de CD/DVD para exportar en formatos AVI, JPG y BMP las imágenes adquiridas durante el estudio, periféricos como las impresoras en blanco y negro o color. Además es donde están alojadas las tarjetas electrónicas y la computadora del equipo.

**Ruedas.-** Las que permiten desplazar el equipo a otras áreas del centro de diagnóstico u hospital.

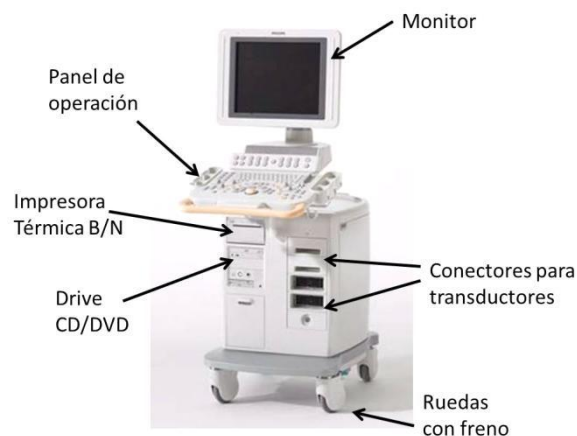


Figura 3.3. Componentes de un sistema de ultrasonido.

### 3.3.1 Controles de optimización

Los sistemas de ultrasonido cuentan con diferentes controles para optimizar las imágenes y hacer diagnósticos más precisos, entre los que se encuentran:

**Ganancia.-** Permite modificar la amplitud de los ecos recibidos para aumentar o disminuir el brillo de la imagen. También se tienen controles de ganancia para los diferentes tipos de Doppler con la misma finalidad de aumentar o disminuir la intensidad de la señal de los ecos recibidos de la sangre en movimiento.

**Controles de ganancia TGC (Time Gain Control).-** Conjunto de controles que permiten modificar la intensidad de señal de los ecos a diferentes profundidades para lograr una imagen uniforme a lo largo de toda la profundidad.

**Profundidad.-** Permite al usuario realizar exploraciones de hasta 25 a 30 cm de profundidad dependiendo del tipo de transductor, frecuencia del mismo y tipo de estudio.

**Trackball.-** Hace la función de un mouse (ratón) con ayuda de botones específicos para poder realizar medidas, cálculos referentes al tipo de estudio, posicionar cursor para texto en pantalla, funciones específicas de acuerdo al modo de imagen, acceso a menús y posicionar puntero en pantalla, entre otras.

**Selección del transductor.-** Botón para cambiar de transductor cuando están conectados más de uno.

**Selección del tipo de estudio.-** Botón para seleccionar el tipo de estudio a realizar, de manera tal que el sistema tiene parámetros pre-establecidos para cada tipo de estudio, que pueden ser modificados por el usuario.

**Teclado alfanumérico.-** Permite al usuario escribir textos en la imagen, guardar ciertos textos configurados por el operador y funciones de acceso a menús del sistema o a la sección de soporte.

**Compresión (Rango Dinámico).-** En un sistema, es la relación entre la señal discernible más alta y la detectable más pequeña. En el sistema de imagen modo B, es el grado de compresión de la escala de grises (relación entre los valores máximo y mínimo) y se expresa en decibeles. El brillo de cada pixel refleja la amplitud del eco retornada de cada localización del plano barrido.

La amplitud de la señal de eco mostrada en la escala de grises o rango dinámico, puede ser modificada por el usuario, de manera que si disminuimos el rango dinámico, obtendremos una imagen más contrastada, reduciendo los ecos débiles. Un rango dinámico elevado suaviza la imagen y aumenta la señal de los ecos débiles, esto es, mejora la relación señal a ruido.

**Cadencia de imagen o frecuencia de cuadros por segundo (Frame rate).-** La *resolución temporal* está determinada por el número de imágenes adquirida por segundo y por la suma y superposición de imágenes sucesivas para obtener una imagen sin saltos (frame averaging). Estará limitada por la capacidad de procesamiento de la información adquirida y por la profundidad del campo explorado (campos profundos implican un retraso en la recepción de datos).

Los equipos actuales son capaces de adquirir valores mayores de 400 Imágenes por segundo, si bien para una exploración abdominal es suficiente un frame rate de 20-30 cuadros por segundo, para estudios de corazón se requieren valores superiores a 300 cuadros por segundo y esto principalmente porque al usar

modos Doppler Color el frame rate disminuye notablemente debido al procesamiento de tanta información. El mezclador de imágenes o frame averaging es una forma eficaz de reducir el ruido de imagen; sin embargo disminuye la resolución temporal.

**Convertidor de barrido.-** Las señales de los ecos recibidas por el transductor son enviadas a un convertidor del barrido para escribir los datos en líneas verticales, posteriormente son leídas en sentido horizontal para poder procesarlas por los circuitos de video y mostrarlas en un monitor de video.

Actualmente los sistemas de ultrasonido procesan prácticamente información digital en todo el trayecto de las señales de eco recibidas por los transductores, porque es en el transductor mismo donde están los convertidores analógicos a digitales y así no se procesa información analógica.

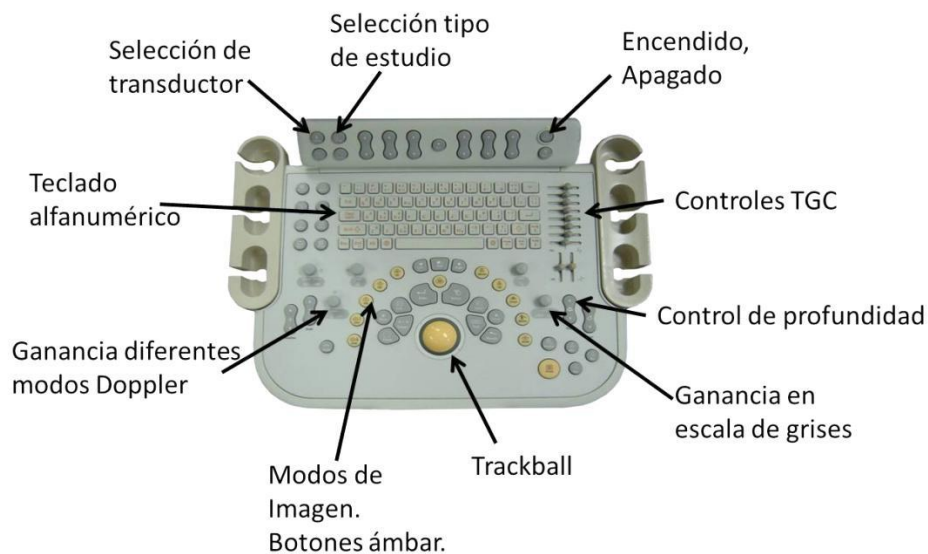


Figura 3.4. Panel de operación de un equipo de ultrasonido.

### 3.4 Registro y almacenamiento de la imagen

Es muy importante entregar al paciente imágenes del estudio realizado y para ello existen numerosas técnicas de registro de gran calidad y puede ser desde una impresión en papel, hasta una impresión en placa radiográfica o papel color de alta calidad. Es importante mencionar que el diagnóstico en ultrasonido no se realiza basado en un registro, sino durante la exploración de los órganos durante el estudio en tiempo real. Las técnicas de registro se usan como prueba del estudio practicado a un paciente y las siguientes son algunas de las técnicas de registro más usadas en la actualidad:

**Impresora térmica B/N.-** Dispositivo para imprimir la imagen blanco y negro en papel sensible al calor. Tiene una cabeza térmica que se encarga de aplicar calor al papel de acuerdo con las tonalidades de la imagen obtenida por el usuario y se imprime en pocos segundos.

**Impresora térmica en color.-** Dispositivo para imprimir la imagen con tonos de color que normalmente utiliza una técnica llamada de sublimación térmica. Tiene una cabeza térmica que se encarga de aplicar calor a un donador de tinta de forma tal que, al desprenderse las partículas del donador, se adhieren al papel de alta calidad plasmando la imagen en el papel de acuerdo con las tonalidades de color obtenida por el usuario y se imprime en 30 segundos a poco más de un minuto.

**Cámara multiformato.-** Este tipo de dispositivo utiliza placa radiográfica para plasmar un negativo y se requiere de un cuarto oscuro para ser reveladas en un procesador de películas. Esta modalidad actualmente está casi en desuso.

**Impresora láser.-** Este tipo de impresora se comunica con el equipo de ultrasonido a través de un cable de red y puede estar conectada directamente al sistema de ultrasonido o a una red informática y los equipos a nodos, y así enviar la información de las imágenes a las impresoras que estarán en el área de imagen cerca del cuarto de interpretación.

**PACS.-** También se pueden exportar los estudios a un servidor de archivo por medio de una red informática PACS (**Picture Archiving and Communication System**), para esto los sistemas deberán contar con un software estandarizado para todos los fabricantes llamado DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). La ventaja de esta modalidad es que la calidad de la imagen es excelente y puede ser post procesada en estaciones de revisión de imágenes y desde estas se puede enviar a impresión lo que el médico o usuario crea conveniente.

**Disco duro.-** Actualmente los sistemas de ultrasonido cuentan con un disco duro de gran capacidad y se pueden almacenar bastantes estudios con un gran número de imágenes y posteriormente exportarlas a CD/DVD/USB; para esto el equipo tiene incluidos los drives mencionados. Las imágenes son exportadas en formatos JPG, BMP y AVI para su fácil visualización en cualquier PC.

**Grabación dinámica.-** Las impresiones de las estructuras examinadas durante un estudio son imágenes fijas o estáticas; sin embargo, es muy útil y de primordial importancia grabar secuencias dinámicas del movimiento de ciertas estructuras u órganos, como el corazón o estudios vasculares y para ello se salvan clips cortos en formato AVI y también está la posibilidad de utilizar los grabadores de video en DVD.



Figura 3.5. Diferentes dispositivos para registro de las imágenes.

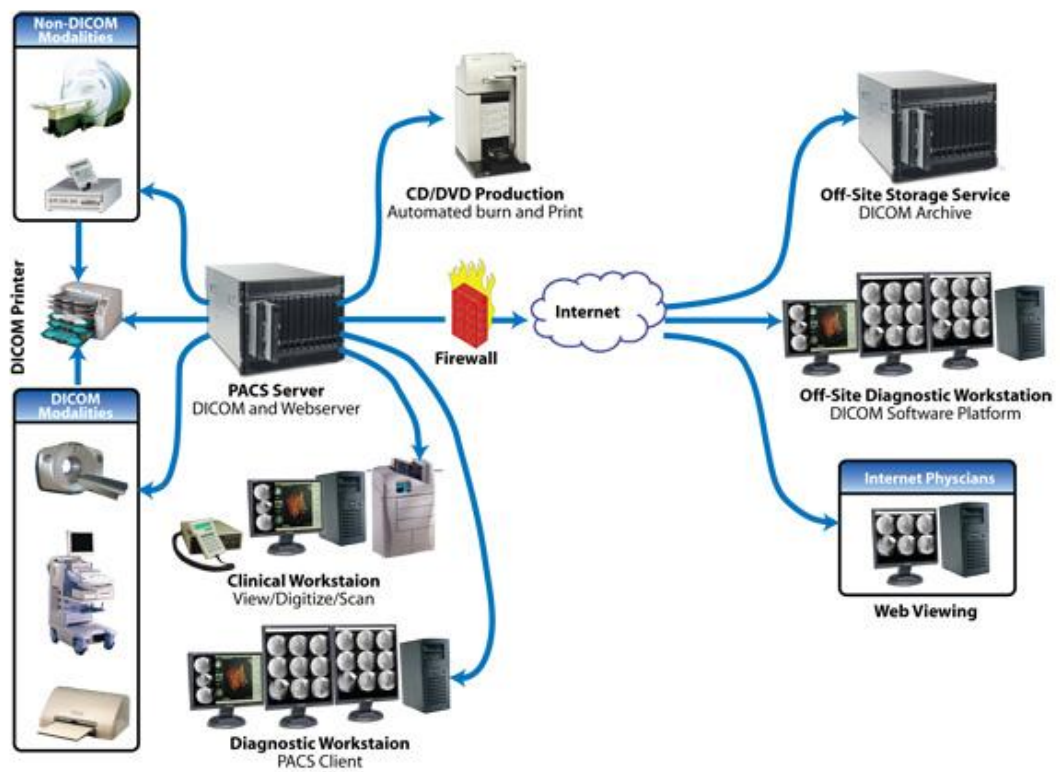


Figura 3.6. Diferentes componentes de un DICOM PACS.



### 3.5 Protocolo para un estudio de ultrasonido

Este protocolo intenta facilitarles a médicos usuarios, especialistas de aplicaciones clínicas e ingenieros de servicio, la comprensión de los parámetros y funciones de los equipos para optimizar y aprovechar al máximo los recursos de los mismos para lograr diagnósticos más precisos en favor de los pacientes.

Los pasos generales para realizar un estudio de ultrasonido a un paciente se pueden enumerar como sigue:

- a) El paciente debe de llegar preparado, por ejemplo en ayuno para estudios de hígado y vías biliares.
- b) Ponerse cómodo. Es muy probable que le proporcionen una bata para que se quite la ropa y la región a explorar quede expuesta.
- c) Explicarle en que consiste su estudio e interrogarlo rápidamente para obtener información de posibles malestares.
- d) Seleccionar el tipo de estudio en el equipo de ultrasonido.
- e) Colocar en la piel del paciente gel con la finalidad de que el transductor haga un adecuado contacto con la misma, eliminando el aire entre la piel y la superficie del transductor para una adecuada transmisión del ultrasonido al tener un adecuado acoplamiento de impedancia acústica.
- f) Seleccionar el transductor y frecuencia apropiada para la exploración a realizar. De acuerdo a la complexión física del paciente el médico podrá variar la frecuencia del transductor.

- g) Proceder a realizar los rastreos necesarios para obtener imágenes diagnósticas del paciente con las mediciones y cálculos que fueran necesarios y las anotaciones pertinentes. El médico trabajará inicialmente con el modo B para ubicar la anatomía a explorar. También podrá usar otros modos de imagen como modos M y Doppler.
- h) Hacer uso de los controles de ganancia general y de los controles TGC para una adecuada graduación de brillo de la imagen.
- i) También se podrá hacer uso del control de compresión que afecta directamente al rango dinámico de la imagen. Los equipos actuales cuentan con rangos dinámicos bastante elevados entre 150 y 240 dB. Al ser muy altos estos parámetros, la variación del rango dinámico de maneja en 10 a 15 pasos de compresión dependiendo de la marca y nivel del equipo. Valores bajos de compresión corresponden a imágenes más contrastadas, mientras que los valores altos de compresión corresponden a imágenes con más información en grises. Generalmente valores de compresión entre 4 y 6 o 7 permiten obtener imágenes de gran calidad diagnóstica dependiendo de la especialidad clínica.
- j) Eventualmente los médicos usuarios pueden darle a la imagen un tono de color como el sepia, azul frío, etc. Para visualizar mejor ciertas estructuras. Este se modifica con una función que se llama colorización.
- k) Se recomienda que si el equipo cuenta con imágenes armónicas, imágenes compuestas y filtro para eliminar la dispersión de la onda de

sonido, haga uso de ellos. Es importante mencionar que dependiendo de la marca del fabricante los nombres de estas funciones pueden variar. Esto le permitirá obtener imágenes con mejor delineación de estructuras y mejora en la delimitación de bordes.

- l) Al usar la imagen Doppler Color y Doppler de Poder ajustar el control de ganancia para estas modalidades de imagen. Dependiendo si se están buscando flujos sanguíneos lentos, modificar a la baja el control de escala de velocidad o de la frecuencia de pulsos de repetición. Para evaluar flujos más rápidos modificar los mismos a valores más altos.
- m) Al hacer exploraciones Doppler es muy importante la correcta alineación del rayo de ultrasonido con la dirección del flujo sanguíneo. No se deben usar ángulos mayores a 60 grados entre la dirección del rayo de ultrasonido y la dirección del flujo. Para lograr esto los equipos cuentan con un control de inclinación electrónica de la línea Doppler (steering en inglés). Dependiendo si se están evaluando flujos sanguíneos lentos, modificar a la baja el control de escala de velocidad o de la frecuencia de pulsos de repetición. Para evaluar flujos más rápidos modificar los mismos a valores más altos.
- n) Usar los controles de ganancia, compresión y rechazo en Doppler Espectral para obtener un trazo limpio y correcto que permita medir adecuadamente las velocidades e índices cuando sea necesario.
- o) Salvar las imágenes que considere el usuario para el record médico del paciente y para la elaboración del reporte de los hallazgos encontrados.

p) Permitir que el paciente se vista de nuevo y pueda retirarse.

La figura 3.7 muestra a un usuario médico realizando una exploración de ultrasonido obstétrico donde se puede observar que la paciente debe estar cómoda y relajada. El médico también con una postura que le facilite la exploración y obtención de imágenes con calidad diagnóstica.



Figura 3.7. Imagen de una exploración obstétrica con ultrasonido.

## **CONCLUSIONES**

El diagnóstico médico por imágenes de ultrasonido se ha convertido en una modalidad de gran utilidad para la búsqueda de males que aquejan a las personas, habiendo cada vez más protagonistas en este campo.

Es importante que quienes ejercen esta actividad estén bien preparados, y para ello no basta tener los conocimientos médicos que adquieren en su preparación profesional los médicos cirujanos y parteros; además deben realizar una sub especialidad y posteriormente un curso de entrenamiento en esta modalidad diagnóstica que deberá incluir los principios físicos del ultrasonido y así poder comprender los alcances y limitaciones de esta técnica.

Cabe mencionar que se han dado cursos de las funciones y controles de los equipos a médicos especialistas durante el entrenamiento al recibir equipo nuevo, así como charlas en sesiones de las sociedades como la AMUSEM (Asociación Mexicana de Ultrasonido en Medicina) o directamente en cursos organizados en diferentes hospitales para exponer los principios físicos de manera amigable y el uso y manejo de parámetros y tecnologías propias de la marca con excelentes resultados. Los médicos usuarios aclaran sus dudas y explotan mucho mejor los recursos de los equipos.

Los ingenieros y especialistas técnicos que decidan trabajar con los equipos de diagnóstico médico por ultrasonido deberán estar adecuadamente preparados para ayudar a los médicos especialistas a explotar al máximo los recursos y capacidades de los equipos de ultrasonido para el bienestar común de la gente; así

mismo deben tener un conocimiento básico de las anatomías y órganos que normalmente son objetivo de examen con esta modalidad diagnóstica.

Con los ingenieros biomédicos que están muy involucrados en el área de imagen con ultrasonido de sus hospitales o clínicas, se les ha apoyado explicándoles las características de los equipos de ultrasonido y dando charlas básicas de las diferentes áreas de aplicación para que logren una mejor comunicación con los médicos usuarios y puedan inclusive apoyarlos en dudas específicas o para que al reportar un equipo al departamento de servicio de la empresa, sean más precisos al indicar la falla o problemas con la imagen.

Finalmente hay que resaltar la importancia de conocer los componentes de los equipos y los diferentes parámetros que afectan la calidad diagnóstica, así como la adecuada selección de los transductores y frecuencias de los mismos acordes con el tipo de estudio y tipo de paciente para lograr un diagnóstico preciso como se ha explicado en el protocolo para estudios de ultrasonido y que se aplica rutinariamente en los departamentos de imagen.

## RECOMENDACIONES

Es importante comentar que en México existen varios órganos colegiados encargados de certificar y en su caso, recertificar a los especialistas de éstas áreas médicas mediante exámenes y asistencia a congresos avalados por estos órganos colegiados, ya sean radiólogos, médicos ultrasonografistas y cardiólogos ecocardiografistas.

Los órganos mencionados son: El Consejo Mexicano de Radiología e Imagen A.C., el Colegio de Médicos Ultrasonografistas A.C., El Consejo Mexicano de Cardiología A.C. mismos que están avalados por instituciones académicas como la UNAM y el IPN y son reconocidos por la Secretaría de Salud.

También existen órganos colegiados del extranjero y frecuentemente muchos especialistas se certifican también en estos, entre los cuales están: El Instituto Americano de Ultrasonido en Medicina (AIUM por sus siglas en inglés), la Sociedad Americana de Ecocardiografía (ASE por sus siglas en inglés), la Asociación Europea de Ecocardiografía (EAE por sus siglas en inglés), la Federación Latinoamericana de Asociaciones de Ultrasonido en Medicina y Biología (FLAUS), la Sociedad Británica de Ultrasonido Médico (BMUS por sus siglas en inglés), etc.

Finalmente comentaré que los ingenieros que deseen trabajar en este medio, pueden hacerlo directamente como especialistas en esta modalidad de imagen en las empresas fabricantes que tienen base directa en México como son: Philips, General Electric, Siemens o con compañías que son representantes de otros fabricantes extranjeros entre los que están Toshiba, Hitachi - Aloka, Ultramedixi, Samsung – Medison, Fuji – Sonosite, Biosound – Esaote, entre otras.

También pueden laborar en dependencias de salud que elaboran las cédulas de especificaciones para diferentes licitaciones de niveles de equipos, como el Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud (CENETEC) o directamente en hospitales en el departamento de Ingeniería Biomédica.



## BIBLIOGRAFÍA

- Alonso, M., & Finn, E. (1970). *Física. Volumen II: campos y ondas*. E. U. A.: Fondo Educativo Interamericano, S. A.
- Brown, B., Smallwood, R., Barber, D., Lawford, P., & Hose, D. (1999). *Medical Physics and Biomedical Engineering*. UK: IOP Publishing Ltd.
- Bueche, F. J. (1979). *Física para estudiantes de ciencias e ingeniería, tolo II 2/e*. México D.F.: McGraw-Hill.
- Fazioli, Theodore P. & Gatzke, Ron. (2003). Wide Dynamic Range Continuous Wave (CW) Receiver. United States Patent. Patent No.: US 6,527,722 B1
- Hoskins, P., Martin, K., & Thrush, A. (2010). *Diagnostic ultrasound. Physics and equipment*. UK: Cambridge University Press.
- Kremkau, F. W. (2011). *Sonography Principles and Instruments, Eighth Edition*. St. Luis, Misuri 63043 USA: Elsevier Saunders.
- Parker, M. (2010). *Digital Signal Processing, Everything you need to know to get started*. Burlington, MA 01803, USA.: Elsevier Inc.
- Smith, H.-J., & Zagzebski, J. A. (1991). *Basic Doppler Physics*. Madison, WI: Medical Physics Publishing.
- Tippens, P. E. (1988). *Física, conceptos y aplicaciones*. México, D. F.: McGraw-Hill/Interamericana de México, S. A. de C. V.
- Wilson, J. D. (1988). *Física con aplicaciones*. México, D. F.: Nueva Editorial Interamericana S. A. de C. V.
- Zagzebski, J. A. (1996). *Essentials of ultrasound physics*. St. Louis, Missouri: Mosby-Year Book, Inc.

## CIBERGRAFÍA

Alta Tecnología Médica. (2012). *Productos y servicios*. Recuperado el 19 de Junio de 2012, de Gel para ultrasonido: <http://alta-tecnologia.aquinegocio.com.mx/p8471-gel-para-ultrasonido.html>

Atomosybits. (15 de Octubre de 2009). *Revista ciencia*. Recuperado el 3 de Mayo de 2012, de Bones y el Control Activo de Ruido: <http://es.paperblog.com/bones-y-el-control-activo-de-ruido-8550/>

Berland de León, N. J., & Parrilla Delgado, M. E. (Octubre - Diciembre de 2010). *Revista cubana de medicina*. Recuperado el 3 de Mayo de 2012, de Ultrasonido Doppler dúplex y color en el estudio de los pacientes con hepatopatías crónicas: <http://scielo.sld.cu/img/revistas/med/v49n4/f0112410.jpg>

Biomedical Engineering Technology. (n.d.). *Biomedical Engineering Technology*. Recuperado el Mayo 18, 2012, from Transducers: <http://belley.org/US/lesson01/objective08/objective08.htm>

Castañares Gandía, J. M. (s.f.). *Ministerio de Trabajo y Asuntos Sociales*. Recuperado el 3 de Mayo de 2012, de NTP 234: Exposición a radiofrecuencias y microondas (I). Evaluación: [http://www.jmcpri.net/ntps/@datos/ntp\\_234.htm](http://www.jmcpri.net/ntps/@datos/ntp_234.htm)

Gutiérrez Bahamón, A. (28 de Julio de 2011). *El universo de la Física*. Recuperado el 3 de Mayo de 2012, de Acústica efecto doppler: <http://fisicaalberto2011.blogspot.mx/2011/07/institucion-educativa-tecnica-medalla.html>

- Multi Imager Service, Inc. (2012). *Diagnostic Imaging & Radiology Equipment Sales & Service*. Retrieved Junio 19, 2012, from <http://www.multiimager.com/pacs.cfm>
- Parker Laboratories, Inc. (s.f.). *Gel para ecografía aquasonic*. Recuperado el 19 de Junio de 2012, de [http://www.parkerlabs.com/ES/aquasonic\\_clear.html](http://www.parkerlabs.com/ES/aquasonic_clear.html)
- Profesorado, I. N. (s.f.). *Ciencias Naturales 2º ESO*. Recuperado el 27 de Abril de 2012, de La luz: [http://fresno.pntic.mec.es/msap0005/2eso/2ESO-anterior/tema\\_5.htm](http://fresno.pntic.mec.es/msap0005/2eso/2ESO-anterior/tema_5.htm)
- Simmons, A. (n.d.). *Medical Physics*. Retrieved Mayo 29, 2012, from Ultrasound in Medical Diagnosis: [http://www.genesis.net.au/~ajs/projects/medical\\_physics/ultrasound/index.html](http://www.genesis.net.au/~ajs/projects/medical_physics/ultrasound/index.html)
- Woo, J. (2002). *A short History of the development of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology* . Retrieved Marzo 22, 2012, from A short History of the development of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology : <http://www.ob-ultrasound.net/history1.html>

## **APÉNDICE A: DEFINICIONES**

SONAR.- Sound Navigation and Ranging.

DSC.- Digital Scan Converter.

SNR.- Signal to Noise Ratio.

USB.- Universal Serial Bus.

CD.- Compact Disc.

DVD.- Digital Video Disc / Digital Versatile Disc.

BMP.- Bitmap.

JPG.- Formato de imagen de color a 24 bits de baja compresión desarrollada por Joint Photographic Experts Group.

AVI.- Audio Video Interleave.

DICOM.- Digital Imaging and Communications in Medicine.

RIS.- Radiology Information System.

PACS.- Picture Archiving and Communication System.

KPa.- Kilo pascales.

Diapasón.- Pieza en forma de U de metal (generalmente de acero) que se usa para afinar instrumentos musicales.

PSI.- Pound per Square Inch.

Alvéolo.- Cada una de las fositas hemisféricas en que terminan las últimas ramificaciones de los bronquiolos.

Riñón.- órgano que depura la sangre y secreta la orina.

Bazo.- órgano situado a la izquierda del estómago que destruye los hematíes caducos y participa en la formación de linfocitos.

Hígado.- órgano situado en la parte anterior y derecha del abdomen que desempeña varias funciones importantes, entre ellas la secreción de la bilis.

Litiasis.- formación de cálculos o piedras principalmente en la vesícula biliar.

Fibrosis.- Formación patológica de tejido fibroso.

Cirrosis.- Enfermedad del hígado que consiste en la induración de los elementos conjuntivos y atrofia de los demás.

Quiste.- Vejiga membranosa anormal que se desarrolla en diferentes regiones del cuerpo y que contiene líquido o materias alteradas.

Mioma.- Tumoración formada por elementos musculares.

Folículo ovárico.- Célula básica de la biología reproductiva femenina que se encuentra en el interior del ovario.

Epidídimo.- Órgano situado sobre cada uno de los testículos y constituido por la reunión de los vasos seminíferos.

Varicocele.- Dilatación anormal de las venas del escroto y del cordón espermático.

Bursa.- Bolsa sinovial de las articulaciones.

Malformación arteriovenosa (MAV).- Patología vascular congénita que consiste en la comunicación anormal entre arterias y venas de una región determinada.

Miocardio.- Parte muscular del corazón situada entre el pericardio y el endocardio.

Endocarditis.- Inflamación aguda o crónica del endocardio.

Septo.- Tabique o pared que divide de un modo completo o incompleto una cavidad o estructura en otras más pequeñas. En el caso del corazón el tabique interventricular lo divide en cámara ventricular izquierda y derecha.

DSP.- Digital Signal Processor / Digital Signal Processing.

DSL.- Digital Subscriber Line / Digital Subscriber Loop.

MRI.- Magnetic Resonance Imaging.

FIR.- Finite Impulse Response.

ADC.- Analog-to-Digital Converter.

DAC.- Digital-to-Analog Converter.

ASIC.- Application Specific Integrated Circuit.

FPGA.- Field Programmable Gate Array.

UMB.- Unified Motherboard.

UAVIO.- Unified Audio Video Input/Output.

PCI-E.- Peripheral Component Interconnect Express es un estándar que permite tarjetas de extensión.

NAIM.- Neo Analog Interface Module.

FEC.- Front End Controller.

RF.- Ultrasound data.

PZT.- Lead Zirconate Titanate.

FAST.- Focused Assessment with Ultrasound in Trauma.

AMUSEM.- Asociación Mexicana de Ultrasonido en Medicina.

AIUM.- American Institute of Ultrasound in Medicine.

ASE.- American Society of Echocardiography.

EAE.- European Association of Echocardiography.

BMUS.- British Medical Ultrasound Society.

ISUOG.- International Society of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology.

## APÉNDICE B: MANUALES CONSULTADOS

Manual de servicio del sistema de ultrasonido marca Philips modelo HD11 XE.

Manual de servicio del sistema de ultrasonido marca Philips modelo iE33.

Manual de usuario del sistema de ultrasonido marca Philips modelo HD11 XE.

Guía rápida del sistema de ultrasonido marca Philips modelo HD11 XE.

Tablas de salida acústica del sistema de ultrasonido marca Philips modelo HD11 XE.

Tablas de salida acústica del sistema de ultrasonido marca Philips modelo iE33.

Guía rápida del sistema de ultrasonido marca Philips modelo iE33.

Manual de usuario del sistema de ultrasonido marca Philips modelo iE33.

Catálogos técnicos del sistema de ultrasonido marca Philips modelo iE33.

Manual de seguridad de los ultrasonidos en medicina implementado por el Instituto Americano de Ultrasonido en medicina (AIUM) <http://www.aium.org/>

Recomendaciones para estudios de ultrasonido en diferentes especialidades implementadas por el Instituto Americano de Ultrasonido en medicina (AIUM) <http://www.aium.org/>

Recomendaciones para estudios de ultrasonido en obstetricia implementadas por la Sociedad Internacional de Ultrasonido en Obstetricia y Ginecología (ISUOG) <http://www.isuog.org/>

Publicaciones de seguridad en ultrasonido por la Sociedad Británica de Ultrasonido Médico (BMUS). <http://www.bmus.org/policies-guides/pg-safetystatements.asp>