

Laboratorio 5: Ecocardiografía

Objetivos

1. Familiarización con el funcionamiento de un ecocardiógrafo.
2. Relacionar el funcionamiento del mismo con los fenómenos físicos comprendidos en la propagación de una onda de alta frecuencia en diferentes tejidos.
3. Estudio, a través de esta herramienta, de la anatomía y funcionalidad del corazón, identificando las cavidades cardiacas, válvulas, presencia de anomalías, flujo sanguíneo, posicionamiento del corazón, entre otros.

Marco teórico:

Ultrasonido

El ultrasonido es una perturbación mecánica que se mueve como una onda de presión a través de un medio. Cuando el medio es un paciente, la perturbación en forma de onda es la base para el uso de ultrasonido como una herramienta de diagnóstico. Debido a que es no invasivo, relativamente barato, portátil y tiene una excelente resolución temporal se ha utilizado en la práctica clínica desde hace más de medio siglo.

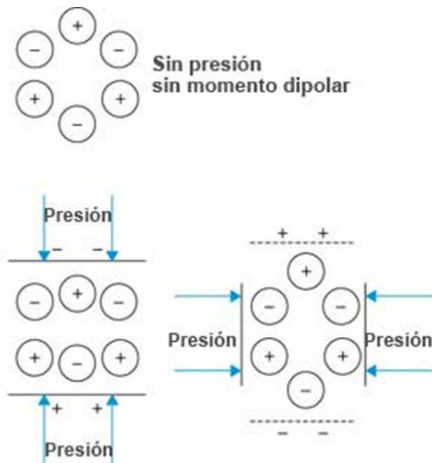
En el tejido humano, el sonido se desplaza a una velocidad que va en el rango de 1.450 m/seg en la grasa, hasta 1.580 m/seg en el músculo. Por lo tanto, si conocemos la frecuencia del sonido podemos conocer la distancia que recorrerá por unidad de tiempo. Excepciones a este rango son: el aire, donde la separación de las partículas determina una velocidad de desplazamiento de 343 m/seg, y el hueso, donde la cercanía de las partículas determina una velocidad de 3.500 m/seg. Por lo tanto, el paso del ultrasonido por estos tejidos generará artefactos en la formación imagen.

Dado que la velocidad de propagación del sonido en un medio permanece constante, existe una relación inversamente proporcional entre longitud de onda y frecuencia. De esta forma, para ondas con alta frecuencia, la longitud de onda es pequeña, y viceversa.

Producción de ondas ultrasónicas

Es posible la producción de ultrasonido a través de materiales piezoeléctricos. Estos son materiales no conductores, que pueden ser cristales (turmalina, cuarzo, topacio y sal de Rochelle) o cerámica.

Un cristal piezoeléctrico puede ser generador y receptor del ultrasonido, el mismo lo logra mediante la conversión de energía eléctrica en energía mecánica y viceversa, dado que se produce una diferencia de potencial, por la pérdida de simetría del cristal al aplicarle una fuerza, ósea que cambia la distribución de sus electrones libres, lo que genera una diferencia de potencial eléctrico.



Impedancia Acústica

Es una propiedad de estado intensiva. Es la resistencia que opone un medio a las ondas que se propagan sobre este y por lo tanto es equivalente a la impedancia. La impedancia (Z) es característica de un material puede calcularse como el producto entre la *densidad* (ρ) y la velocidad del sonido (c) en el material.

$$Z = \rho \cdot c$$

Valores típicos de la impedancia en la tercera columna: a mayor impedancia mayor eco que se produce, osea que en el caso de la sangre la onda la atravesaría y en el caso del hueso la onda sería casi en su totalidad reflejada.

Table 10.1. Mass density, sound speed, and acoustic impedance.

material	ρ (kg/m ³)	v_s (m/s)	$Z (= \rho v_s)$ (kg/m ² -s)
air (20°C)	1.20	343	413
water	1.00×10^3	1,480	1.48×10^6
fat	0.92×10^3	1,450	1.33×10^6
muscle	1.04×10^3	1,580	1.64×10^6
bone	2.23×10^3	3,500	7.80×10^6
blood	1.03×10^3	1,570	1.61×10^6
soft tissue (avg.) ^a	1.06×10^3	1,540	1.63×10^6
lung	286	630	1.80×10^5

^aThe soft tissue value is representative of the skin, kidney, liver, and the brain.

Por lo tanto, cuanto mayor sea la diferencia de impedancia entre los medios, la intensidad del eco será mucho mayor.

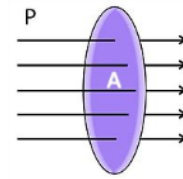
Esto explica por qué debe ponerse gel entre la sonda y la piel, dado que la impedancia del aire es muy pequeña comparado con la impedancia de la piel-tejido subcutáneo. De lo contrario, el haz de ultrasonidos chocaría contra la interfase (aire-piel) reflejándose una gran parte del mismo, siendo la parte que atraviesa la interfase tan pequeña que no contribuye en nada a la formación de la imagen impidiéndonos realizar el estudio ecográfico. El gel disminuye esta diferencia de impedancia.

La intensidad de sonido

Se define como la potencia acústica transferida por una onda sonora por unidad de área normal a la dirección de propagación:

$$I = \frac{P}{A}$$

donde I es la intensidad de sonido, P es la potencia acústica y A es el área normal a la dirección de propagación.



En ultrasonografía se utiliza intensidades de 2 a 6 mW/cm².

Interacción del ultrasonido con los tejidos

Cuando una onda de ultrasonido llega a una interfase entre dos medios diferentes de diferente impedancia entonces se produce reflexión (eco). El parámetro de mayor interés a medir es la relación entre la amplitud de la onda incidente con respecto a la onda reflejada.

A partir de los valores de impedancia de los distintos materiales podemos calcular los dos coeficientes que permiten explicar de forma proporcional la cantidad de energía reflejada y la cantidad de energía que es transmitida al medio material en el cual se produce una interfase. El coeficiente de energía reflejada R_{refl}

$$\begin{aligned} R_{\text{refl}} &= \frac{I_r}{I_i} = \frac{P_r^2/2Z_1}{P_i^2/2Z_1} = \frac{P_r^2}{P_i^2} \\ &= \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_1 + Z_2} \right)^2 = \left(\frac{1 - Z_2/Z_1}{1 + Z_2/Z_1} \right)^2 \end{aligned}$$

Y el coeficiente de energía transmitida T_{trans}

$$\begin{aligned} T_{\text{trans}} &= \frac{I_t}{I_i} = \frac{P_t^2/2Z_2}{P_i^2/2Z_1} = \frac{Z_1}{Z_2} \frac{P_t^2}{P_i^2} \\ &= \frac{Z_1}{Z_2} \left(\frac{2Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2 = \frac{4Z_2/Z_1}{(1 + Z_2/Z_1)^2} \end{aligned}$$

De estos coeficientes, es posible inferir que a mayor diferencia de impedancia acústica entre tejidos vecinos que conforman la interfase mayor la energía reflectada.

La refracción es la principal causa de artefactos en las imágenes a través de ultrasonido en el ámbito clínico. Está dada por el cambio de dirección de un haz que acaba de traspasar una interfase, y la misma depende de la densidad y de la velocidad de propagación en ambos medios, siendo pequeña en interfase de tejidos blandos y elevada en interfase de tejidos blando-oseo.

Table 10.5. Representative fractions of reflected and transmitted acoustic energy at tissue interfaces.

tissue interface	reflected fraction (in %)	transmitted fraction (in %)
water/soft tissue	0.23	99.77
fat/muscle	1.08	98.92
bone/muscle	41.23	58.77
soft tissue/bone	43.50	56.50
bone/fat	48.91	51.09
soft tissue/lung	63.64	36.36
air/muscle	98.01	1.99
air/water	99.89	0.11
air/soft tissue	99.90	0.10

Entonces, si bien una onda mantiene su velocidad de desplazamiento constante en un medio uniforme, su amplitud (intensidad) y potencia disminuyen progresivamente, conforme penetra en profundidad. Esta atenuación depende las características del medio. En el caso del cuerpo humano, los tejidos con mayor contenido en proteínas estructurales (cartílago, tendones, cápsula articular, ligamentos extracapsulares, musculos, etc.) absorben mayor cantidad de energía ultrasónica, aunque el tejido óseo lo supera ampliamente.

Otros fenómenos que ocurren en conjunto con la atenuación son la difracción y la absorción. La difracción es la pérdida de energía al propagarse la onda sonora, dada la desviación de un haz al rozar los bordes de una interface; a mayor frecuencia, mayor difracción. En la absorción parte de la energía del haz se convierte en calor, debido a que no es completa la transferencia de energía durante la oscilacion vibratoria de las moléculas; a mayor frecuencia, mayor absorción.

Formación de Imagen

Luego de que el haz es transmitido por el, las reflexiones dan origen a la formación de la imagen. Las mismas captadas por el transductor receptor donde son convertidos en electricidad (efecto piezoeléctrico recíproco).

Los microvoltios son amplificados por la función ganancia de los ecocardiogramas y por el 'scan converter' que pueden ser representados en pantalla como deflexiones verticales. La altura de cada deflexión representa la amplitud del eco.

La distancia entre las deflexiones equivale a la distancia entre las distintas interfases de los tejidos. La imagen formada se puede dar de acuerdo a los siguientes tipos de reflexiones:

Anecoicas: Se originan cuando el haz atraviesa un medio sin interfases. Se visualizan como imágenes negras (no hay ecos).

Hipoecoicas: Se producen cuando el haz atraviesa interfases con poca diferencia de impedancia, y se visualizan como imágenes grisáceas (ecos de poca intensidad).

Hiperecoicas: Se originan cuando el haz atraviesa interfases con gran diferencia de impedancia. Se visualizan como imágenes blancas (ecos de gran intensidad).

Efecto Doppler

El efecto doppler es el aparente cambio de frecuencia de una onda producida por el movimiento relativo de la fuente respecto a su observador. En el caso clínico, se trata del movimiento tejido/flujo – transductor.

Cuando un flujo se acerca al transductor la frecuencia de la onda reflejada es mayor, ya que la longitud de onda percibida por el transductor para la fuente que se mueve con una velocidad v_s será

$$f' = \frac{v}{\lambda'} = \frac{v}{\lambda - \frac{v_s}{f}} = \frac{v}{\frac{v}{f} - \frac{v_s}{f}} = f \cdot \left(\frac{v}{v - v_s} \right)$$

donde f es la frecuencia del ultrasonido emitido por el transductor y f' es frecuencia percibida por el transductor (del ultrasonido reflejado en el flujo en movimiento).

De forma análoga para el caso contrario (es decir la fuente alejándose) se puede concluir que la frecuencia percibida por el transductor en reposo con una fuente en movimiento será

$$f' = f \cdot \left(\frac{1}{1 \pm \frac{v_s}{v}} \right)$$

Cuando la fuente se acerque el observador se pondrá un signo (-) en el denominador ($>f'$), y cuando la fuente se aleje se remplazara por (+) ($<f'$).

Protocolo experimental:

Se utilizará para este laboratorio:

Sono Scape S8 (Ultrasonido portátil):

- Transductor
- Pantalla (en la cual se recogen las imágenes captadas por el transductor)

- Ordenador
- Gel conductor (para disminuir la diferencia de Z)

Las imágenes del ecocardiograma se pueden obtener en diferentes modos:

- Modo M o unidimensional: se detecta una estrecha porción de corazón.
- Bidimensional o 2D: ofrece una imagen de la anatomía del corazón (permite ver las diferentes estructuras) durante el movimiento.
- Doppler color: permite ver el flujo de sangre en el corazón y las arterias y medirlo.
- 3D: las imágenes que se consiguen son en 3 dimensiones. Se crea una imagen en 3D a partir de múltiples imágenes en 2 dimensiones.
- Existen otros modos de mucha utilidad en la ecocardiografía: doppler pulsado, doppler continuo, etc.