

# Ecografía

## Índice.

<b>1</b>	<b>INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTOS DE ULTRASONIDO.....</b>	<b>3</b>
2.1	DEFINICIÓN DE SONIDO.....	3
2.2	ULTRASONIDO PULSADO.....	4
2.3	ATENUACIÓN.....	4
2.4	ECOS.....	5
<b>3</b>	<b>TRANSDUCTORES.....</b>	<b>6</b>
3.1	CONSTRUCCIÓN Y OPERACIÓN.....	6
3.2	HAZ DE ULTRASONIDO.....	8
3.3	ENFOQUE.....	9
3.3.1	<i>Enfoque electrónico</i> .....	10
3.4	BARRIDO AUTOMÁTICO.....	11
3.5	RESOLUCIÓN ESPACIAL.....	14
<b>4</b>	<b>EL ECÓGRAFO.....</b>	<b>15</b>
4.1	CONFORMADOR DEL HAZ.....	16
4.2	PULSER.....	16
4.3	RECEPTOR.....	16
4.4	CONVERTIDOR A/D Y BUFFER.....	18
4.5	CONVERTIDOR DIGITAL DE BARRIDO.....	18
4.6	MEMORIA DE LA IMAGEN.....	19
4.7	PROCESAMIENTO.....	20
4.8	VISUALIZACIÓN.....	20
4.9	MODOS.....	21

## 1 Introducción.

Ecografía o ultrasonografía permite la obtención de imágenes utilizando ultrasonido. La utilización en diagnóstico implica la obtención de imágenes de cortes, reconstrucciones 3D y representaciones de flujo (Ecodoppler) mediante la técnica de pulso-eco.



**Ilustración 1: Proceso interactivo para obtención de la imagen.**

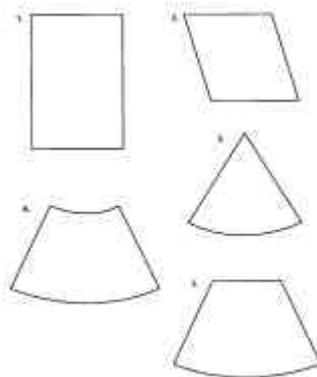
La técnica no es pasiva, sino implica un proceso interactivo (Ver Ilustración 1) entre el ecografista, el paciente, el transductor, el instrumento y el responsable técnico del equipo. La comprensión de los principios que dominan la técnica aportará imágenes de calidad. En la Ilustración 2 se pueden observar diferentes modelos comerciales de transductores (a) y ecógrafos (b).



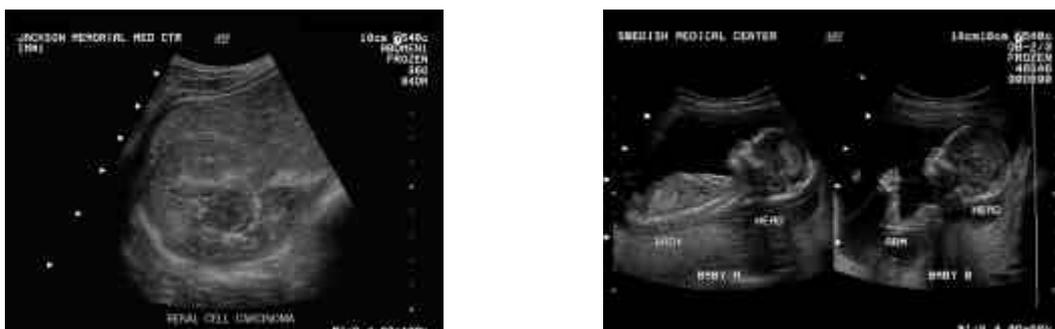
**Ilustración 2: Transductores y Ecógrafo.**

El Modo más utilizado en ecografía es el B (Brillo o Bidimensional). La imagen obtenida es la representación de una estructura del cuerpo. La técnica de pulso-eco, utilizada para obtener la imagen, consiste en la generación de pulsos de ultrasonido en el transductor que son enviados al cuerpo, donde se producen ecos en los bordes de los órganos y dentro de los tejidos. Estos ecos vuelven al transductor donde son detectados y presentados en la pantalla del ecógrafo. El transductor realiza tanto la emisión como la recepción del ultrasonido, por lo tanto el médico debe conocer la localización y la intensidad de los ecos recibidos. El ecógrafo procesa los ecos y los presenta como puntos visibles, los cuales forman la imagen anatómica sobre la pantalla. El brillo de los puntos corresponde a la intensidad de los ecos. La ubicación de las estructuras sobre la pantalla es determinada por la dirección en la cual se envía el ultrasonido y por la medición del tiempo de tránsito del ultrasonido hasta que es recibido el eco. Si se conoce la velocidad del ultrasonido en el medio es posible medir distancias dentro de la imagen.

Si se emite un pulso en una dirección dada, se visualizan una serie de puntos en una línea en la pantalla. Si el proceso es repetido, pero en diferentes direcciones o puntos de partida, se puede construir la imagen anatómica completa. De acuerdo a la dirección y punto de partida de cada línea es posible obtener diferentes formatos de barrido en la imagen. (Ver Ilustración 3). La imagen se forma a partir de varias líneas de barrido (de 100 a 200). En la Ilustración 4 se pueden observar imágenes en niveles de gris de cortes obtenidos con diferentes formatos de barrido.



**Ilustración 3: Diferentes formatos de barrido.**



**Ilustración 4: Ejemplos de imágenes de modo B.**

Las imágenes obtenidas por la técnica ecográfica convencional proporcionan sólo información de tipo anatómica. Debido a la atenuación en el aire y a la barrera que presenta para tejidos óseos, el ultrasonido no puede ser utilizado en pulmón y con restricciones en el cráneo. Sin embargo, a diferencia de las modalidades que trabajan con radiación ionizante (RX, TAC, etc), en el ultrasonido no se han observado daños operando con tiempos y potencias características. Si bien presenta una resolución deficiente respecto a otras modalidades, existe mucho interés en mejorar esta técnica por su bajo costo y riesgo.

Como extensión de la técnica de pulso de eco para obtener imágenes anatómicas se están investigando y desarrollando una gran variedad de herramientas para obtener imágenes en tres dimensiones (3D) de volúmenes y estructuras anatómicas. Actualmente existen equipos con la capacidad de obtener reconstrucciones 3D de buena calidad. Cuando es posible obtener imágenes 3D en diferentes instantes de tiempo se introduce el concepto de imágenes 4D. Su nombre se basa en la adición de la variable tiempo (t) a las tres variables espaciales convencionales.

Existen además avances en Ecografía de contraste, ecorrealzadores, ecografía de segunda armónica, etc. que no se incluyen en el presente documento.

Existe otro campo de aplicación del ultrasonido estrechamente ligado a la generación de imágenes anatómicas del cuerpo. Este campo corresponde al Ecodoppler, una técnica basada en un principio físico descubierto hace mucho tiempo y de amplia utilización en el estudio del sistema cardiovascular ya que permite medir el movimiento de partículas y fluidos en el cuerpo. El desarrollo de este tema no se detalla en el presente capítulo.

## 2 Fundamentos de Ultrasonido.

### 2.1 Definición de Sonido

El sonido es una onda y como tal se propaga provocando la modificación de variables. Así, al arrojar una piedra en el agua, se produce una onda que se propaga con la variación de nivel. Una característica importante de las ondas, es que éstas llevan energía, no materia, de un lugar a otro. El sonido es una onda mecánica longitudinal en la cual las partículas se mueven en la dirección de propagación de la onda. En estas ondas las variables acústicas que se modifican son: presión, densidad, temperatura y movimiento repetitivo de partículas.

El sonido se describe mediante algunos términos comunes a todas las ondas. Estos incluyen a: frecuencia, periodo, longitud de onda, velocidad de propagación, amplitud e intensidad:

- Frecuencia (f): Número de ciclos por segundo. Unidad de medida: Hz (Hertz)
- Periodo (T): Tiempo o duración de cada ciclo. Unidad de medida: s (segundos)
- Longitud de onda ( $\lambda$ ): Distancia espacial en la que ocurre un ciclo. Unidad de medida: m (metro)
- Velocidad de propagación (c): Velocidad de movimiento de una onda en un determinado medio. Unidad de medida: m/s (metro sobre segundo). Está determinado por la densidad y la rigidez del medio. Normalmente medios más densos son más rígidos y responden con altas velocidades (huesos). Medios menos densos son menos rígidos y le corresponden menores velocidades (aire). El tejido blando tiene una velocidad de propagación relativamente uniforme entre 1440 a 1640 m/s. Esta variable es fundamental para la formación de la imagen, ya que interviene en la relación tiempo-distancia.
- Amplitud (A): Máxima variación de una variable acústica. La unidad de medida depende la variable.
- Intensidad (I): Potencia por unidad de área.

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

El rango audible del oído humano se encuentra en el rango de 20Hz a 20KHz aproximadamente. El rango de frecuencias inferiores se denomina infrasonido y a partir de los 20KHz se denomina ultrasonido.

Relaciones importantes:

$$\bullet \quad f = \frac{1}{T} \quad \rightarrow \quad f \uparrow \quad T \downarrow$$

$$\bullet \quad \lambda = \frac{c}{f} \quad \rightarrow \quad f \uparrow \quad \lambda \downarrow$$

## 2.2 Ultrasonido Pulsado.

En la mayoría de las aplicaciones médicas se utiliza el ultrasonido en forma pulsada. En un pulso existen unos pocos ciclos de ultrasonido. Cada pulso es producido por la aplicación de impulsos eléctricos sobre el transductor. En este caso, además de los términos descritos en el apartado anterior, aparecen los siguientes:

- Frecuencia de repetición del pulso (PRF): es el número de pulsos que ocurren por unidad de tiempo. Unidad de medida: Hz.
- Periodo de repetición del pulso: es el tiempo desde el comienzo de un pulso hasta el comienzo del siguiente pulso. Es la inversa de PRF.
- Duración del pulso: es el tiempo que dura el pulso. Normalmente tiene una duración de 3 ciclos en ecografía y 5-20 ciclos en ecodoppler. Como habitualmente se mide en ciclos, si se aumenta la frecuencia de emisión, disminuye el pulso de ultrasonido.
- Factor de Uso (duty factor): Es la relación entre la duración del pulso y el periodo de repetición del pulso.
- Longitud Espacial del Pulso: es la distancia en el espacio que ocupa el pulso. Este se incrementa con la longitud de onda y con el número de ciclos por pulso.

La velocidad de propagación no varía respecto a la onda continua. Sin embargo, el contenido de frecuencias es diferente. En la onda continua existe una sola frecuencia y en onda pulsátil existen otras componentes de frecuencia, además de la frecuencia de operación. Mientras menor sea la duración del pulso mayor es el ancho de banda.

Relaciones importantes:

$$PRF = \frac{1}{\text{Periodo de repetición de pulso}} \quad \rightarrow \quad PRF \uparrow \quad \text{Periodo de repetición de pulso} \downarrow$$

$$\text{Longitud espacial del pulso} = \text{duración del pulso} * c$$

$$\text{Longitud espacial del pulso} = \text{periodo} * \text{número de ciclos por pulso} * c$$

$$\text{Longitud espacial del pulso} = \frac{1}{\text{frecuencia}} * \text{número de ciclos por pulso} * c$$

$$\text{Longitud espacial del pulso} = \text{longitud de onda} * \text{número de ciclos por pulso}$$

$$\text{duración del pulso} \downarrow \quad \text{ancho de banda} \uparrow$$

## 2.3 Atenuación.

La magnitud de las variables acústicas brindan una idea de la "fuerza" del sonido. Para realizar una valoración se utiliza la amplitud y la intensidad. La amplitud es la máxima variación que ocurre respecto del valor normal (sin sonido). La intensidad es la potencia de una onda dividida por unidad de área sobre la cual la potencia es dispersada.

La potencia es la velocidad con que se realiza trabajo o la energía transferida por unidad de tiempo. La potencia se mide en Watts (W). Si la potencia que atraviesa el haz de ultrasonido es dividida por el área de dicho haz, se obtiene la intensidad promedio del haz. La intensidad en ultrasonido es medida en  $\text{mW}/\text{cm}^2$ . La intensidad se utiliza para medir el haz emitido y recibido, y evaluar los efectos biológicos y la seguridad.

Para una potencia constante, la intensidad depende de la geometría del haz, y por lo tanto del transductor. La intensidad es proporcional al cuadrado de la amplitud, por lo tanto, una variación de estos parámetros será mayor en la primera que en la segunda variable.

La intensidad varía espacialmente al atravesar el haz y temporalmente al utilizar ultrasonido pulsado.

La atenuación es el debilitamiento del sonido al propagarse en un medio. Esta limita la profundidad de la imagen y además se debe compensar dentro del ecógrafo. Con un haz desenfocado en cualquier medio, la amplitud y la intensidad decaerán cuando el sonido viaje a través del medio. Esta reducción en amplitud e intensidad recibe el

nombre de **atenuación** y abarca la absorción, reflexión y dispersión. La absorción es producida por la conversión del sonido en calor y es dominante en tejidos blandos. La reflexión y la dispersión son útiles para componer la imagen.

La atenuación se mide en decibeles (dB). El coeficiente de atenuación es la atenuación por cada centímetro de viaje del sonido y se mide en dB/cm. De este modo, mientras mayor sea el camino del haz, mayor será la atenuación. Los decibeles son una buena medida de comparación y se utiliza para medir la salida, el rango dinámico y la ganancia.

El coeficiente de atenuación se incrementa con la frecuencia. Para tejido blando, existe una atenuación aproximada de 0,5 dB/cm/MHz. Conociendo la frecuencia e intensidad de emisión, y la longitud que atraviesa el ultrasonido en tejido blando, es posible encontrar la intensidad recibida en un punto determinado.

La atenuación es mayor en el pulmón y en el hueso, respecto al tejido blando. En estas dos estructuras, no existe dependencia directa con la frecuencia, por lo tanto, no es posible aplicar los conceptos anteriores.

La consecuencia práctica de la atenuación es su limitación en la profundidad de la imagen. La penetración disminuye a medida que aumenta la frecuencia según muestra la Tabla 1. La profundidad de la imagen se calcula aproximadamente en 400 longitudes de onda. En la mayoría de las aplicaciones que se utilizan para obtener imágenes anatómicas se trabajan con frecuencias entre 2 y 10 MHz. Frecuencias superiores se utilizan para aplicaciones especiales tales como exploraciones oftalmológicas o intravasculares. Frecuencias inferiores se utilizan para grandes animales.

**Tabla 1: Valores comunes utilizados en US para diagnóstico.**

<i>Frecuencia [MHz]</i>	<i>Longitud de Onda [mm]</i>	<i>Coef.de Atenuación [dB/cm]</i>	<i>Prof. de Imagen [cm]</i>
<b>2,0</b>	0,77	1,0	30
<b>3,5</b>	0,44	1,8	17
<b>5,0</b>	0,31	2,5	12
<b>7,5</b>	0,21	3,8	8
<b>10,0</b>	0,15	5,0	6

Relaciones importantes:

potencia ↑      intensidad ↑  
area ↑          intensidad ↓

coeficiente de atenuación ↑      atenuación ↑  
camino del ultrasonido ↑      atenuación ↑

$$\text{atenuación(dB)} = 1/2 \frac{\text{dB}}{\text{MHz.cm}} \times \text{frecuencia(MHz)} \times \text{camino del ultrasonido(cm)}$$

## 2.4 Ecos

La utilidad del ultrasonido como instrumento para la obtención de imágenes anatómicas se debe a sus características de reflexión en las paredes de los tejidos y a la dispersión producida por la heterogeneidad de los tejidos.

Cuando un haz incide sobre una superficie lo puede hacer en forma perpendicular (normal) o en forma oblicua. El sonido que incide sobre una superficie se divide en dos: una parte reflejada hacia el primer medio y otra que es transmitida al segundo medio. La intensidad de cada parte depende de la intensidad del haz incidente sobre la superficie y la diferencia de impedancias entre ambos medios.

La impedancia es igual a la densidad multiplicada por la velocidad de propagación y su unidad de medida es el rayl. La impedancia depende de la densidad y de la rigidez del medio, pero es independiente de la frecuencia. El valor promedio de la impedancia en tejido blando es 1,63Mrayl.

La fracción del haz incidente que se refleja se denomina coeficiente de reflexión, mientras que para la fracción transmitida se utiliza el coeficiente de transmisión. La suma de ambos debe ser 1. Para incidencia perpendicular, el coeficiente de reflexión está definido por las impedancias de ambos medios:

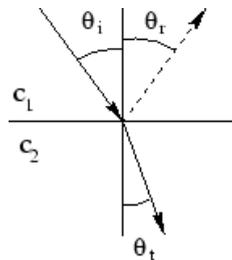
$$\text{coeficiente de reflexión} = \frac{I_{\text{reflejada}}}{I_{\text{incidente}}} = \left[ \frac{z_2 - z_1}{z_2 + z_1} \right]^2$$

donde  $z_1$  y  $z_2$  son las impedancias de los medios a ambos lados de la interface. Así, cuanto mayor sea la diferencia de impedancias mayor será la intensidad reflejada y menor la intensidad transmitida. Se debe notar que la reflexión también depende de la suma de ambas impedancias.

Cuando existe una incidencia oblicua las direcciones de los haces reflejado y transmitido dependen del ángulo de incidencia. El ángulo del haz transmitido también depende de la velocidad de propagación del US en ambos medios y produce refracción de características similares a la que ocurre en la óptica. Por otra parte, la intensidad de ambos haces resultantes está regido por una expresión más compleja que la descripta anteriormente:

$$\text{coeficiente de reflexión} = \frac{I_{\text{reflejada}}}{I_{\text{incidente}}} = \left[ \frac{\frac{z_2}{\cos \theta_t} - \frac{z_1}{\cos \theta_i}}{\frac{z_2}{\cos \theta_t} + \frac{z_1}{\cos \theta_i}} \right]^2$$

donde  $\theta_i$  y  $\theta_t$  son los ángulos incidente y transmitido respectivamente. Ver Ilustración 5.



**Ilustración 5: Incidencia Oblicua.**

La refracción es importante en diagnóstico ya que produce errores de posición, tal como ocurre con la luz en el agua. Relaciones importantes:

$$\text{impedancia (rayl)} = \text{densidad} \left( \frac{\text{Kg}}{\text{m}^3} \right) \times \text{velocidad de propagación (m/s)}$$

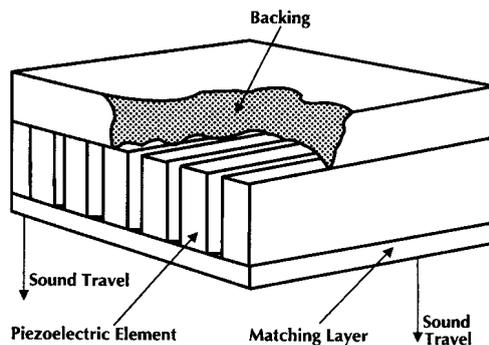
$$Z = \rho \cdot c$$

### 3 Transductores.

Los transductores son elementos que convierten la energía de una forma a otra. Un transductor ultrasónico convierte energía eléctrica en energía ultrasonica (mecánica) y viceversa. Los transductores ultrasónicos son el nexo entre el ecógrafo que visualiza la imagen y el paciente. En esta sección se describirán la construcción, operación, características del haz, formatos de barrido y resolución de los diferentes tipos de transductores.

#### 3.1 Construcción y operación.

Los transductores ultrasónicos (Ver Ilustración 6) operan utilizando el principio de la piezoelectricidad. Este principio establece que algunos materiales producen un voltaje eléctrico cuando se aplica una presión sobre ellos. En forma recíproca, cuando se aplica electricidad se produce una presión sobre el material que produce deformaciones mecánicas.

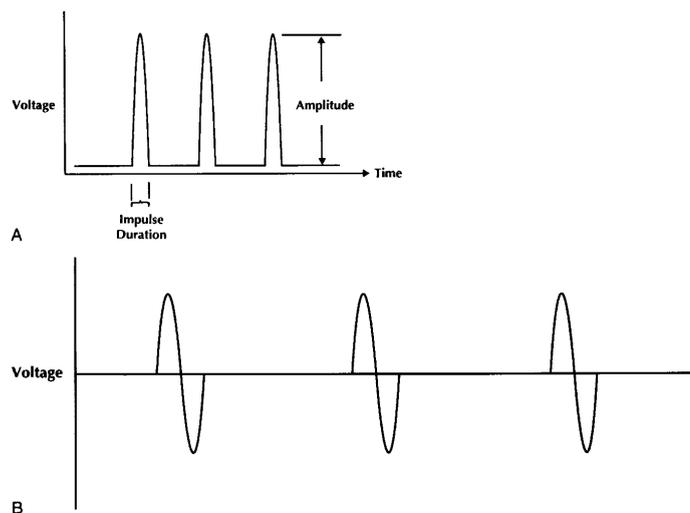


**Ilustración 6: Diagrama de un Transductor Ultrasónico.**

Los transductores modernos utilizan cerámicas fabricadas artificialmente, como por ejemplo el PZT. Otras cerámicas, como el cuarzo, no tienen naturalmente características piezoeléctricas pero pueden ser adquiridas mediante la aplicación de fuertes campos eléctricos a altas temperaturas. Estos cristales normalmente están acompañados por polímeros no-piezoeléctricos que mejoran las características del haz con fines diagnósticos.

Los transductores de un único elemento tienen la forma de disco. Los elementos ubicados como arreglo lineal, tienen una forma rectangular. Cuando un voltaje eléctrico se aplica entre dos caras del cristal, el espesor aumenta o disminuye de acuerdo a la polaridad. El conjunto de cristal, electrodos, material de amortiguamiento, material de acoplamiento recibe el nombre de transductor, sonda, cabeza de barrido, etc.

Los transductores utilizados el ultrasonido pulsado pueden ser excitados de dos modos distintos: (1) utilizando un impulso monofásico (shock-excited) o (2) mediante una onda bifásica (burst-excited) como se observa en la Ilustración 7. En el primer caso, al excitar el cristal se produce una onda de ultrasonido que opera a la frecuencia de operación del cristal.



**Ilustración 7: Los dos modos de excitación del cristal en US pulsado.  
A- Monofásico – B-Bifásico**

La frecuencia de operación del cristal o frecuencia de resonancia está definida por la velocidad de propagación del sonido y el espesor del cristal. El valor de frecuencia es tal que el espesor del cristal abarca media longitud de onda. Por ejemplo, si la velocidad  $c=4\text{mm}/\mu\text{s}$  y el espesor es  $1\text{mm}$  entonces  $\lambda=2\text{mm}$  y  $f_{\text{operación}}=c/\lambda=2\text{MHz}$ . Los espesores típicos se encuentran entre  $0,2$  y  $1\text{mm}$ .

En el otro caso, el cristal es excitado con un ciclo de corriente alterna que produce una presión que acompaña las variaciones eléctricas. La frecuencia del sonido es igual a la frecuencia de la onda eléctrica aplicada la cual debe ser cercana a la frecuencia de operación del cristal.

La frecuencia de repetición del pulso es igual a la frecuencia de repetición de la excitación la cual es definida por el ecógrafo. La duración del pulso es igual al período de la onda de US multiplicado por el número de ciclos por pulso. Mientras menor sea la duración del pulso se obtendrá una mejor resolución. Para lograr reducir la duración del pulso se coloca un material de amortiguamiento (damping) cuya función es lograr atenuar rápidamente la excitación del cristal. El problema del amortiguamiento es la reducción de la amplitud del ultrasonido y por tanto el deterioro de la eficiencia y la sensibilidad para detectar ecos débiles. Normalmente con este método se logra una duración del pulso de uno a tres ciclos.

Debido a que el elemento transductor es sólido tiene una impedancia 20 veces mayor que la impedancia del tejido blando. De este modo, si no existe compensación, habrá un gran reflexión en la interface piel-cristal tanto en la emisión como en la recepción del US haciendo inviable el sistema. Para mejorar la interface, se coloca un material de acoplamiento (matching) de una impedancia intermedia entre ambos medios. Esto reduce la reflexión y por lo tanto mejora la transmisión. El espesor óptimo de la capa de acoplamiento es  $\frac{1}{4}$  de la longitud de onda. El uso de múltiples capas de acoplamiento mejora aún más la eficiencia en la transmisión.

Otra forma de mejorar la transmisión es bajar la impedancia acústica del cristal permitiendo que la energía se dirija mayormente hacia el paciente. De este modo sería innecesario el material de amortiguamiento mejorando notablemente la sensibilidad. Algunos transductores modernos utilizan este método.

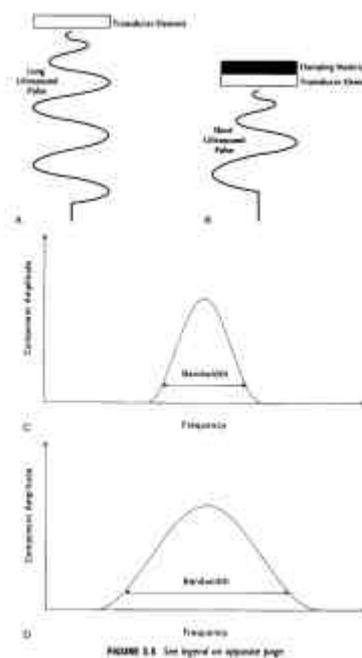
El aire tiene muy baja impedancia acústica, por lo tanto, una delgada capa de aire que exista entre el transductor y la piel provocará la reflexión casi total del haz. Por esta razón, se coloca como medio de acoplamiento un gel acuoso que elimina la capa de aire y facilita el pasaje del sonido hacia el cuerpo.

Los transductores normalmente trabajan a su frecuencia de operación. Sin embargo, su característica pulsátil introduce al ultrasonido un contenido en frecuencias adicional. Este rango de frecuencias recibe el nombre de ancho de banda (BW). Si el pulso es más corto, mayor será su ancho de banda. A partir del BW se definen dos valores:

$$\text{ancho de banda fraccional} = \frac{\text{ancho de banda}}{\text{frecuencia de operación}}$$

$$\text{factor Q} = \frac{\text{frecuencia de operación}}{\text{ancho de banda}} = \frac{1}{\text{ancho de banda fraccional}}$$

La inclusión del amortiguamiento acorta la longitud del pulso, y por tanto aumenta el BW (). El factor Q es aproximadamente igual al número de ciclos del pulso. El BW total del sistema depende del transductor y de su electrónica asociada.



**Ilustración 8: Efecto del amortiguamiento.**

Si el transductor tiene una gran ancho de banda (Q=1.4) el mismo puede operar a diferentes frecuencias siempre que se utilice una excitación bifásica. Esto permite variar las características de penetración y resolución sin necesidad de cambiar el transductor. Es importante notar que las frecuencias de excitación deben estar dentro del ancho de banda de operación del transductor.

Algunos transductores se fabrican para poder ingresar al cuerpo por diferentes vías: vagina, recto, esófago o vasos sanguíneos. De este modo se puede colocar el transductor próximo a la zona de estudio permitiendo trabajar con mayores frecuencias y más resolución.

Relaciones importantes.

$$\text{espesor} \downarrow \Rightarrow \text{frecuencia de operación} \uparrow$$

$$\text{longitud del pulso} \downarrow \Rightarrow \text{BW} \uparrow \Rightarrow \text{factor Q} \downarrow$$

### 3.2 Haz de Ultrasonido.

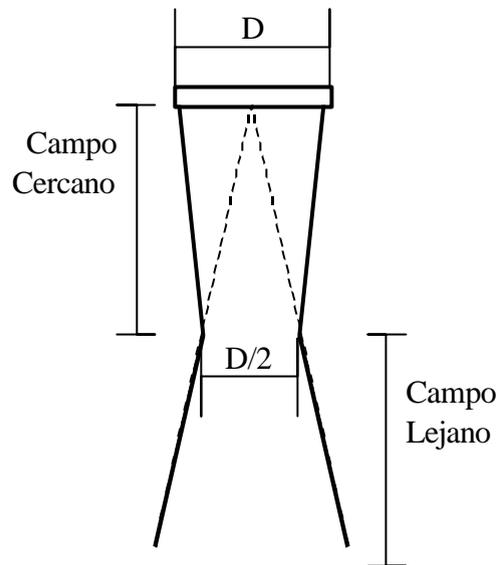
El pulso de US generado por un transductor en forma de disco está contenido en una zona que tiene forma de gota. El foco en esta zona está dado por el ancho o el diámetro. El haz de US es una descripción de este diámetro desde su partida desde el transductor hacia el tejido.

El haz de un transductor en forma de disco varía su diámetro en función de la distancia. Para definir el ancho, se toma un valor relativo de intensidad respecto al valor máximo: 6dB(25%), 20dB(1%), 14dB (4%). Por simplicidad geométrica (Ver Ilustración 9) se toma el último valor. La región que se extiende desde el elemento hasta su estrechamiento se conoce como campo cercano o zona de Fresnel. Su longitud depende de proporcionalmente de la frecuencia y del cuadrado del diámetro del elemento:

$$\text{campo cercano} = K \cdot f \cdot D^2$$

diámetro  $\uparrow$   $\Rightarrow$  campo cercano  $\uparrow$

frecuencia  $\uparrow$   $\Rightarrow$  campo cercano  $\uparrow$



**Ilustración 9: Diámetro del haz para un transductor en forma de disco.**

La región ubicada luego del campo cercano y que tiene su mismo tamaño se conoce como campo lejano o zona de Fraunhofer. El ángulo de dispersión del haz depende de la frecuencia y del diámetro del transductor.

Como se observa en la Ilustración 9, el haz de ultrasonido tiene un estrechamiento en el límite entre ambas zonas, aún cuando el transductor es plano y sin enfoque.

Para los transductores en forma de disco y los anulares, el haz tiene el mismo diámetro en todas las direcciones perpendiculares al mismo. Sin embargo, para los arreglos lineales, convexos, etc. el diámetro es diferente para cada dirección. Las características mencionadas son similares en transductores rectangulares, que se utilizan en los transductores modernos.

Los casos anteriores asumen una emisión continua, sin embargo, las consideraciones para trabajar en onda pulsada son similares (no idénticas). Por tal motivo, se puede asumir que lo expuesto es válido para onda pulsada.

La zona focal se especifica como la distancia entre dos puntos ubicados en el centro del haz cuyas intensidades representan alguna fracción (25%) de la intensidad de pico en el foco. Otra forma de definir esta distancia es ubicar las dos zonas donde el diámetro tiene K veces el valor mínimo que está ubicado en el foco.

El diámetro del haz se reduce desde el transductor hasta la zona focal. La región posterior a la zona focal tiene mayor apertura. La distancia focal es la separación entre el transductor y el centro de la zona focal. En términos cualitativos, el foco se puede clasificar en corto, medio y largo en función del tamaño de la zona focal o la distancia focal. Normalmente estas dos variables se mueven coordinadamente.

### 3.3 Enfoque.

Para mejorar la resolución lateral, el diámetro del haz puede ser reducido enfocando el sonido de manera similar a la óptica. Existen tres formas de enfoque: transductor curvo, transductor plano con lente acústica o arreglo de fase. La distancia focal debe ser menor que el campo cercano, es decir que sólo se puede enfocar en esta zona.

El haz de ultrasonido cuando se realiza un enfoque se estrecha más que cuando no existe enfoque. El límite para estrechar el haz depende de la longitud de onda (frecuencia), el tamaño del transductor y de la distancia focal. Este espesor puede ser aproximado multiplicando la longitud de onda por el número  $f$  ( $f$ =distancia focal/diámetro del transductor).

Los métodos que utilizan el transductor curvo o la lente acústica para el enfoque tienen un foco fijo a una distancia definida. Los equipos modernos utilizan enfoque electrónico por arreglo de fase que se describe en la siguiente sección.

### 3.3.1 Enfoque electrónico.

El enfoque electrónico permite por una parte, enfocar el haz hacia una profundidad determinada (emisión), y por otra, recibir ecos de una posición definida (recepción). Para realizar estas operaciones se utiliza un arreglo de cristales separados por una distancia muy pequeña.

Durante la emisión, se excitan los cristales con una pequeña diferencia de tiempos para enfocar el haz a una distancia específica, comenzando con los más exteriores primero y gradualmente se van activando todos hasta llegar a los centrales. Como se observa en la Ilustración 10, un incremento en la curvatura de los retardos acerca el foco hacia el transductor, mientras que una disminución produce un alejamiento del mismo. La modificación del foco permite trabajar con múltiples focos para cada línea de barrido manteniendo el haz lo más estrecho posible en toda la zona de estudio (emisión multifocal). De este modo, se envían varios pulsos en la misma dirección pero enfocados en diferentes profundidades (Ver Ilustración 11). Esto mejora la resolución lateral que se analiza posteriormente. Debido a que por cada pulso se puede realizar un único enfoque, múltiples focos requieren múltiples pulsos. El equipo sólo procesará los ecos de la zona focal para cada pulso, descartando el resto de los ecos, ya que los ecos de otras regiones serán procesados con otros focos. La imagen resultante es un montaje de los ecos de las zonas focales de los diferentes pulsos. Sin embargo, el uso de múltiples focos por línea de barrido toma más tiempo, y la cantidad de cuadros por segundo (fps) disminuye. Es decir, que la resolución espacial mejora a expensas de una pérdida en la resolución temporal.

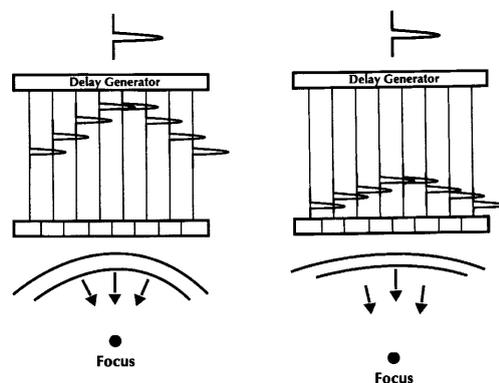


Ilustración 10: Enfoque electrónico por variación de fase.

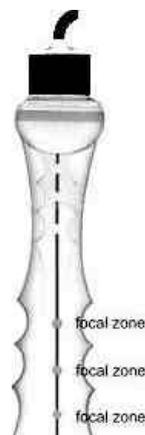


Ilustración 11: Emisión Multifocal.

El ancho del foco depende de la apertura, la distancia focal y la longitud de onda. Para mantener el mismo ancho del haz en el foco para distancias focales mayores, la apertura debe ser también mayor. Esto se denomina apertura dinámica. Esto implica que en un arreglo de fase, no todos los elementos del arreglo son utilizados para generar los pulsos. El número de elementos utilizados se incrementará con la distancia focal.

Hasta este momento se ha descrito el mecanismo de emisión del haz de US. En el caso de la recepción de los ecos, las señales de salida de cada elemento se pueden retardar y posteriormente sumar la resultante. El retardo controlado de cada elemento permite que el transductor sea más sensible a una determinada zona. El foco de recepción puede ser ajustado continuamente en función de la zona que se esté analizando en un determinado momento. Este tipo de enfoque de recepción se denomina enfoque dinámico. Cada elemento o cristal, el retardo y el amplificador constituyen un canal. Mientras mayor sea el número de canales mejor será la calidad del enfoque dinámico. Para hacer una analogía del enfoque dinámico se puede analizar el caso de una cámara de video que está enfocando continuamente a un objeto que se desplaza hacia ella. En ese caso, el enfoque dinámico permite obtener una imagen con detalle del objeto.

La combinación de la transmisión multifocal junto al enfoque dinámico permiten mejorar la resolución de la imagen en un amplio rango de profundidades. El conformador del haz es el encargado de realizar ambas operaciones.

El arreglo anular de fase o arreglo anular está construido con múltiples elementos concéntricos (Ver Ilustración 12). El disparo coordinado de todos los elementos permite realizar el enfoque hacia una profundidad determinada. En este caso, el enfoque se realiza en todas las direcciones, no sólo en el plano del corte. El haz de US tiene una forma cónica. Por las características constructivas, este transductor no puede realizar el barrido en forma electrónica, por lo tanto, se debe realizar mecánicamente (ver sección siguiente).

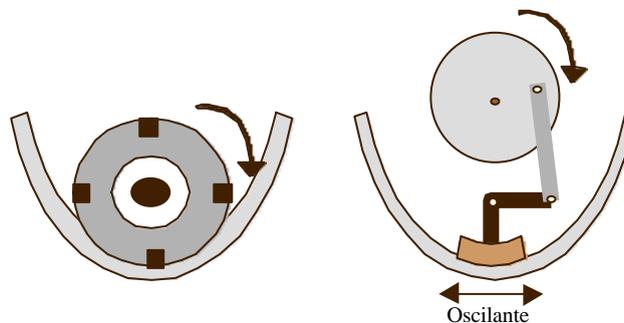


**Ilustración 12: Arreglo anular.**

### 3.4 Barrido Automático.

El transductor no sólo debe emitir y recibir los ecos, sino que además es responsable de enviar pulsos de ultrasonido en diferentes direcciones para generar la imagen ecográfica. Esta operación se llama barrido (scanning, sweeping, steering) del haz, y es realizado por medios mecánicos o electrónicos. Esta operación se realiza rápida y automáticamente generando múltiples imágenes por segundo presentando la ecografía en tiempo real.

El barrido **mecánico** puede lograrse con un elemento transductor oscilante, un elemento o grupo de elementos que giran, o bien por un reflector oscilante (Ver Ilustración 13). Todos los componentes oscilantes y/o rotatorios deben estar inmersos en un líquido de acoplamiento acústico dentro del transductor. De este modo, el transductor está fijo y los cristales están en movimiento barriendo uniformemente la zona de estudio.

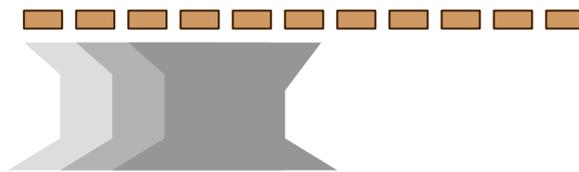


**Ilustración 13: Barrido mecánico.**

El barrido electrónico es realizado con arreglos de elementos. Están formados por un grupo de cristales y se encuentran en la mayoría de los equipos modernos. Los elementos pueden ser rectangulares ubicados en forma lineal (arreglo lineal) o curva (arreglo convexos). Otros tienen forma de anillos concéntricos y se denominan arreglos anulares.

El modo más simple de utilizar un arreglo lineal es en forma secuenciada. Los **arreglos lineales secuenciados** aplican una excitación por grupos de transductores adyacentes. Esta excitación va desplazándose de un extremo a otro. De esta forma, cada grupo de elementos actúa como un gran cristal que se mueve a lo largo del transductor, pero lo realiza rápida y consistentemente sin involucrar partes móviles ni líquido de acoplamiento. El barrido se realiza a una velocidad adecuada para generar una ecografía en tiempo real. La apertura es el tamaño del grupo de elementos excitados, mientras que el ancho de la imagen es aproximadamente igual a la longitud del arreglo. Los elementos tienen un ancho de una longitud de onda. La imagen obtenida consiste en líneas de barrido paralelas producidas por pulsos originados en diferentes puntos de la superficie del transductor pero en direcciones paralelas. Esto produce una imagen rectangular.

La secuencia de disparo depende de la cantidad de elementos ( $n$ ) y del número de elementos por grupo ( $m$ ). De este modo, si se tienen  $n=8$  elementos y el grupo tiene  $m=4$  elementos entonces el número de líneas de barrido es  $L=n-(m-1)=5$  (Ver Ilustración 14). Si  $n=128$  y  $m=4$  entonces  $L=125$ . Esta aparente pérdida de líneas se compensa con una disminución de la dispersión del haz. Si se dispararan en forma individual los elementos, se tendría una apertura pequeña, gran dispersión y por lo tanto, pérdida en la resolución. Otro modo de disparar los grupos para obtener mayor número de líneas de barrido es disparar alternadamente en grupos de 3 y 4 elementos logrando un resolución de medio elemento.

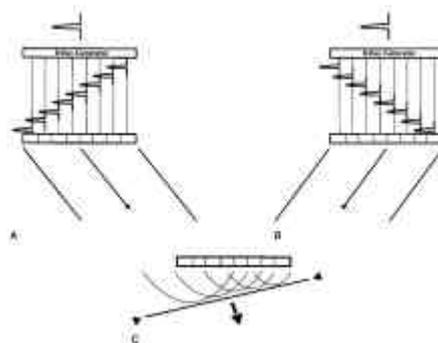


**Ilustración 14: Barrido electrónico secuenciado.**

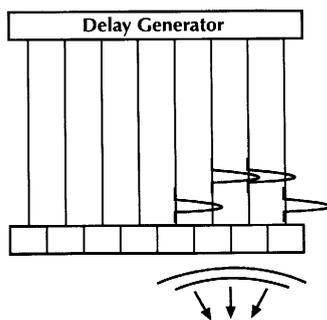
El **arreglo convexo secuenciado** está construido como una sucesión de elementos ubicados en forma curva. Su operación es idéntica al arreglo lineal secuenciado, pero debido a su construcción, los pulsos viajan en diferentes direcciones, produciendo una imagen con forma sectorial.

El uso de la fase puede aplicarse también a los arreglos secuenciados, lineales o convexos, para controlar el foco electrónicamente (Ver sección anterior). En este caso, el barrido sigue realizándose secuencialmente mientras que el foco es controlado modificando los tiempos de excitación o la fase del grupo de elementos (Ver Ilustración 16). Este tipo de transductores se denominan **arreglos de fase lineales o convexos** respectivamente.

El **arreglo de fase** contiene una línea compacta de elementos con un ancho de cuarto de longitud de onda. Se opera con la aplicación de una excitación en todos (o casi todos) los elementos del transductor, pero con una pequeña diferencia de tiempo entre ellos (menor a  $1\mu s$ ), de modo que el pulso de US resultante se dirija hacia una dirección específica (Ver Ilustración 15). Estas diferencias de tiempo son automáticamente cambiadas para cada pulso, y de esta forma se logra dirigir el haz en diferentes direcciones. La posibilidad de modificar la dirección del haz permite hacer un barrido para obtener una imagen sectorial de los tejidos. El enfoque de este transductor también se realiza por variación de fase.



**Ilustración 15: Barrido electrónico por variación de fase.**



**Ilustración 16: Arreglo de fase lineal.**

Otra alternativa que se aplica a los arreglos de fase secuenciados es realizar el barrido no sólo con el agrupamiento de los elementos sino con la modificación de la fase. Este tipo de transductor se denomina **arreglo vectorial**. En resumen, este transductor realiza el barrido en forma secuenciada y por fase simultáneamente, y además compone el foco por fase. Este barrido combinado se utiliza en ecodoppler para obtener un formato de barrido con una conformación de paralelogramo.

Cada línea de elementos de barrido puede enfocar o barrer el haz sólo en el plano de los elementos. Para lograr el foco en el plano perpendicular a este, es necesario aplicar alguno de los métodos de enfoque descriptos anteriormente: lentes, elementos curvos o la incorporación de más conjuntos de elementos ubicados paralelamente a los descriptos anteriormente.

Un problema que tienen los arreglos es que generan más lóbulos que los transductores monoelemento. Una forma de disminuir la potencia de estos lóbulos es aplicar excitaciones de diferente voltaje para cada elemento (apodization en inglés).

A partir de la descripción de cada tipo de transductor, se puede deducir el formato de la imagen o formato de barrido que se obtendrá de cada transductor (Ver Ilustración 3). Los transductores mecánicos o anulares, por el modo en el que realizan el barrido pueden producir sólo imágenes sectoriales. Los arreglos lineales, ya sean secuenciados o de fase producen imágenes rectangulares. Los arreglos curvos, secuenciados o de fase producen imágenes sectoriales. Los arreglos de fase generan un formato sectorial. Los arreglos vectoriales son los más completos y pueden generar formas rectangulares, sectoriales o de paralelogramo. Existen otros arreglos que tienen elementos ubicados en forma de circunferencia y producen formatos de sector circular (transductores intravasculares).

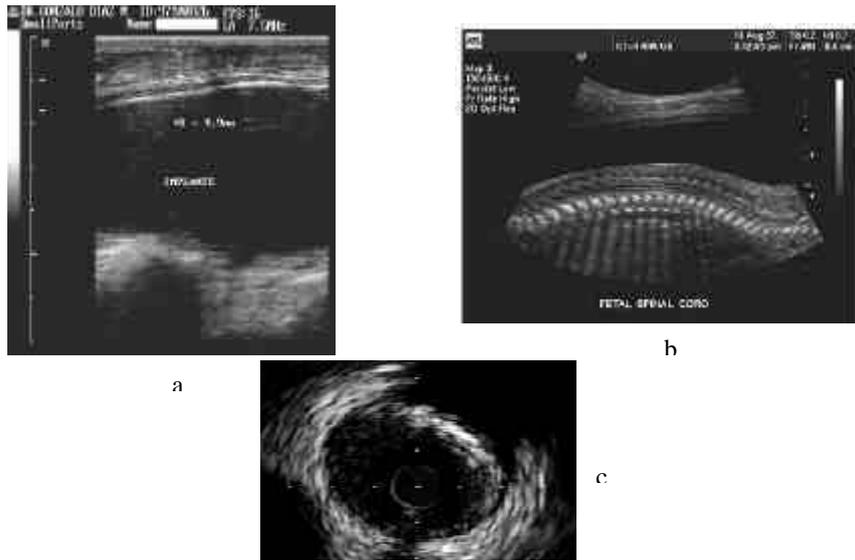
A partir de los conceptos de esta sección y la anterior, la Tabla 2 conforma un resumen de las principales características de los transductores analizados.

**Tabla 2: Características de los Transductores.**

<i>Tipo de Transductor</i>	<i>Enfoque</i>		<i>Barrido</i>		
	<i>Lente Acústica</i>	<i>Variación de Fase</i>	<i>Mecánico</i>	<i>Secuenciado</i>	<i>Variación de Fase</i>
<b>Mecánico</b>	X		X		
<b>Arreglo Lineal Secuenciado</b>				X	
<b>Arreglo Curvo Secuenciado</b>				X	
<b>Arreglo Lineal de Fase</b>		X		X	
<b>Arreglo Curvo de Fase</b>		X		X	
<b>Arreglo de Fase</b>		X			X
<b>Arreglo Vectorial</b>		X		X	X
<b>Arreglo Anular</b>		X	X		

En función de la estructura anatómica a estudiar, se utilizan diferentes transductores y frecuencias. En las estructuras pequeñas y superficiales (tiroides, mamas, testículos, etc.) se utilizan altas frecuencias (7 a 10MHz) y formatos rectangulares (ver Ilustración 17-a). En las estructuras profundas, de gran tamaño o de acceso reducido (ventana

pequeña) se utilizan bajas frecuencias (2, 3,5 o 5 MHz) y formato sectorial (ver Ilustración 17-b). Existen transductores de aplicación intravascular que trabajan a frecuencias muy altas (20 a 40MHz) y utilizan un formato de sector circular (ver Ilustración 17-c).



**Ilustración 17: Ejemplos de exploraciones.**

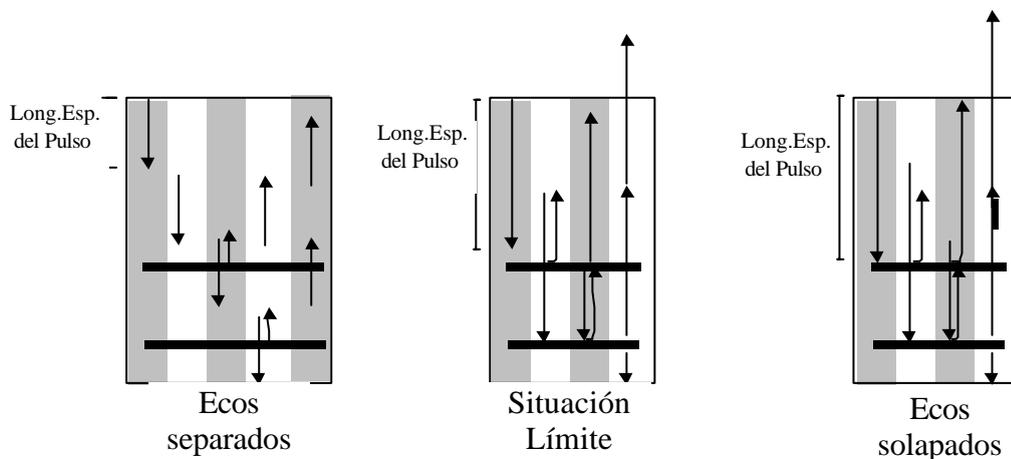
**3.5 Resolución espacial.**

Existen tres aspectos a tener en cuenta en la resolución del imagen: resolución espacial, resolución de contraste y resolución temporal. Los dos últimos aspectos serán expuestos más adelante.

Si dos reflectores no están suficientemente separados, ellos no producirán ecos separados, y por tanto no se visualizarán como dos objetos diferentes en la pantalla. Además, el ecógrafo produce una degradación adicional que disminuye la resolución espacial aún más.

Por sus características particulares, en ecografía la resolución espacial se puede separar en dos: resolución axial y resolución lateral. La primera está vinculada a resolver objetos en la dirección del haz, mientras que la segunda está relacionada a separar dos objetos en dirección perpendicular al haz.

La resolución axial se define como la distancia mínima que debe existir entre dos reflectores en la dirección de haz para producir ecos separados. Un parámetro que influye directamente en su determinación es la longitud espacial del pulso. En la Ilustración 18 se muestran tres ejemplos donde la longitud espacial del pulso es diferente y está representada por las flechas. Se puede observar que si la separación entre dos reflectores es mayor a la mitad de la longitud espacial del pulso, es posible observar ambos objetos en forma diferenciada. Sin embargo, si la separación es menor, los ecos de ambos reflectores estarán solapados y se visualizarán como uno solo.



**Ilustración 18: Resolución axial.**

$$\text{resolución axial} = \frac{\text{longitud espacial del pulso}}{2}$$

Para mejorar la resolución axial hay que disminuir la longitud espacial del pulso. Como se mencionó anteriormente, este parámetro depende directamente de la longitud de onda y del número de ciclos que contenga el pulso. Por lo

tanto, un incremento de la frecuencia producirá una disminución de la longitud de onda y de la longitud espacial del pulso. El número de ciclos puede ser disminuido si se modifica el material de amortiguamiento (damping). Sin embargo, como inconveniente se puede aclarar que un incremento en la frecuencia disminuye la penetración, y una disminución del número de ciclos aumenta el ancho de banda. Un incremento en el ancho de banda puede causar inconvenientes en la determinación de la velocidad en instrumentos doppler (ver Documento: Ecodoppler).

Para una gama amplia de aplicaciones en medicina, los valores más utilizados de frecuencia oscilan entre 2 y 10 MHz. La porción inferior del rango se utiliza cuando se necesita incrementar la profundidad (personas obesas) o cuando la atenuación es grande (estudios transcraneales). Los valores altos de frecuencia se utilizan cuando se necesita gran resolución a poca profundidad (mamas, ojo, tiroides, vasos superficiales, pacientes pediátricos). En la mayoría de los pacientes 3,5MHz es una frecuencia adecuada, mientras que en pacientes pediátricos se utilizan valores entre 5 y 7,5MHz. Valores menores a 2MHz afectan a la resolución axial mientras que valores superiores a 10MHz producen gran atenuación. En el caso de imágenes oftalmológicas o intra vasculares donde se necesita gran resolución a muy corta distancia se utilizan valores hasta 40MHz. En la Tabla 3 se detallan valores de referencia.

**Tabla 3: Valores de referencia de frecuencia, profundidad y resolución axial. Longitud espacial del pulso = 2 longitudes de onda.**

<i>Frecuencia [MHz]</i>	<i>Prof. de Imagen [cm]</i>	<i>Resolución Axial [mm]</i>
<b>2,0</b>	30	0,77
<b>3,5</b>	17	0,44
<b>5,0</b>	12	0,31
<b>7,5</b>	8	0,21
<b>10,0</b>	6	0,15

La resolución lateral es la mínima separación entre dos objetos (reflectores) en dirección perpendicular al haz tal que produzcan ecos separados durante el barrido del haz. Su valor está definido por el ancho del haz en el plano de barrido.

$$\text{resolución lateral} = \text{anchodel haz}$$

Como el ancho del haz varía con la profundidad, la resolución lateral también. Si la separación entre dos reflectores es mayor que el diámetro del haz, se producirán dos ecos separados al producirse un barrido del haz. La resolución lateral puede modificarse enfocando el haz. En el foco del haz es donde se obtiene la mejor resolución lateral.

Si bien las resoluciones espaciales, tanto axial como lateral, se definieron estrictamente en términos matemáticos, existen factores adicionales que modifican estas definiciones. Por un lado, una mejora en la resolución de contraste favorece la resolución espacial. Es decir, existe una dependencia entre estos dos factores. Por otra parte, la resolución espacial obtenida por el transductor puede afectarse con el sistema de visualización, si este no tiene una resolución adecuada para mostrar la imagen ecográfica obtenida con el transductor.

## **4 El Ecógrafo.**

En las secciones anteriores se describió la física del ultrasonido y los transductores utilizados en aplicaciones médicas. En este apartado se describirán los equipos encargados de generar los pulsos y recibir las señales de los ecos para su visualización.

Para poder conformar una imagen por ultrasonidos se utiliza la técnica de pulso-eco. Esta técnica consiste en la generación del pulso, la propagación y reflexión del ultrasonido en el medio y la recepción del eco. Los instrumentos que realizan esta tarea determinan la amplitud del eco y su ubicación en el espacio. A partir de esta información se genera la imagen por ultrasonido que se visualiza en la pantalla del equipo.

El diagrama general del equipo se ilustra en la Ilustración 19.

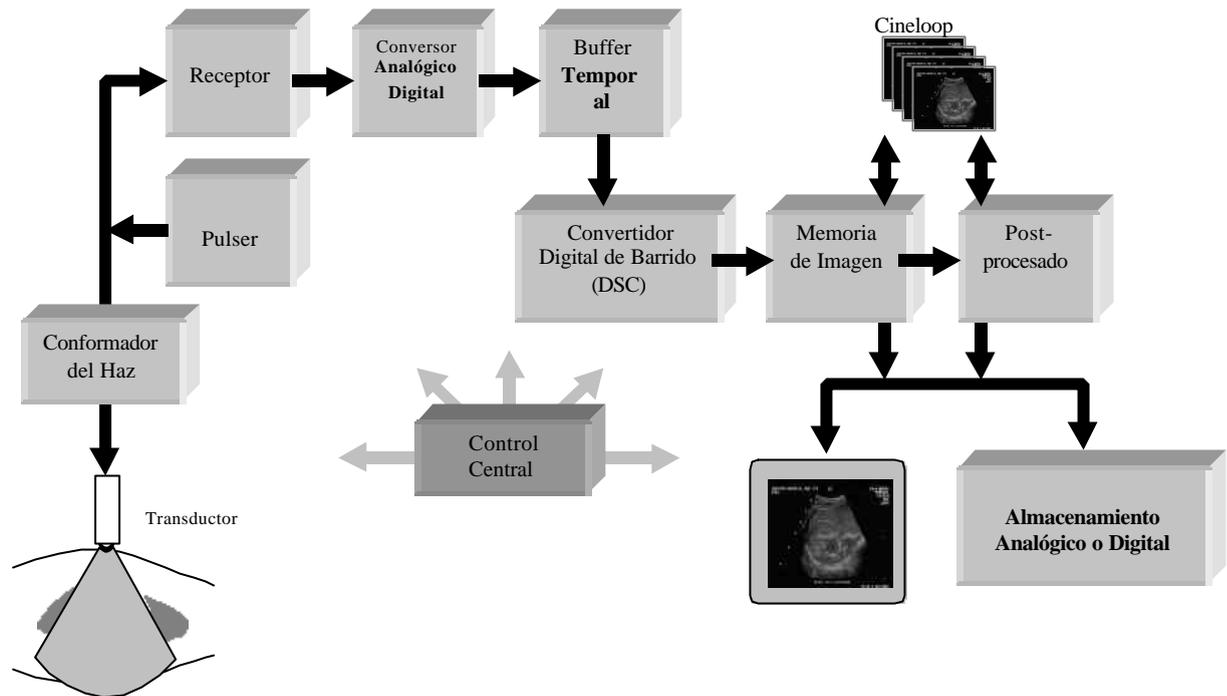


Ilustración 19: Diagrama general del ecógrafo.

#### 4.1 Conformador del Haz.

En la sección 3 se estudiaron los diferentes tipos de transductores con sus respectivas formas de enfoque y barrido. El conformador del Haz es el encargado de coordinar el sincronismo en la excitación de los cristales y la recepción de los ecos con el objetivo de poder dirigir el haz (Barrido) y enfocar diferentes profundidades. El conformador del haz es controlado por el controlador central para operar coordinadamente con el Convertidor Digital de Barrido, Receptor, Pulser, etc. El conformador se encarga de realizar el enfoque dinámico de recepción, el barrido, "apodization" y las funciones de apertura como se describió anteriormente.

#### 4.2 Pulser

El pulser es el dispositivo encargado de producir el voltaje eléctrico que excita al transductor. Como se observó en la Ilustración 7 y en la respectiva sección, existen dos modos de excitación: un impulso o una onda bifásica. Una señal desde el pulser es enviada hacia el receptor y la memoria cuando se produce la excitación. La frecuencia de repetición del pulso (FRP) de excitación oscila entre 4 y 10 KHz. La situación ideal sería un valor alto de FRP, sin embargo, se encuentra limitada por el tiempo necesario para el arribo de los ecos. Una imagen de estructuras profundas provocará una reducción de la FRP y de la frecuencia de repetición de cuadros.

#### 4.3 Receptor.

La señal eléctrica producida en el transductor debida a los ecos recibidos se envía a través de un conformador de haz y luego es enviada al receptor donde se realizan cinco funciones básicas: amplificación, compensación, compresión, demodulación y rechazo. Aunque todos los receptores realizan estas funciones, el orden de las mismas puede variar o bien pueden fusionarse varias en el diseño. Sin embargo, para una mejor comprensión es conveniente describirlas por separado.

La **amplificación** es la conversión de las señales débiles de baja tensión recibidas por el transductor en señales adecuadas para el procesamiento y almacenamiento. La ganancia es la relación entre las potencias de salida y entrada, y puede ser expresada en decibeles. Los amplificadores habitualmente tienen ganancias entre 60 a 100 dB. De este modo, la tensión de entrada proveniente del transductor del orden de los microvoltios se amplifica a voltajes del orden de los voltios.

El control de la ganancia determina el grado de amplificación del receptor. Si la ganancia es pequeña, no se visualizan los ecos débiles. Por el contrario, si la ganancia tiene un valor alto, se produce saturación y no se pueden observar las diferencias entre las distintas estructuras.

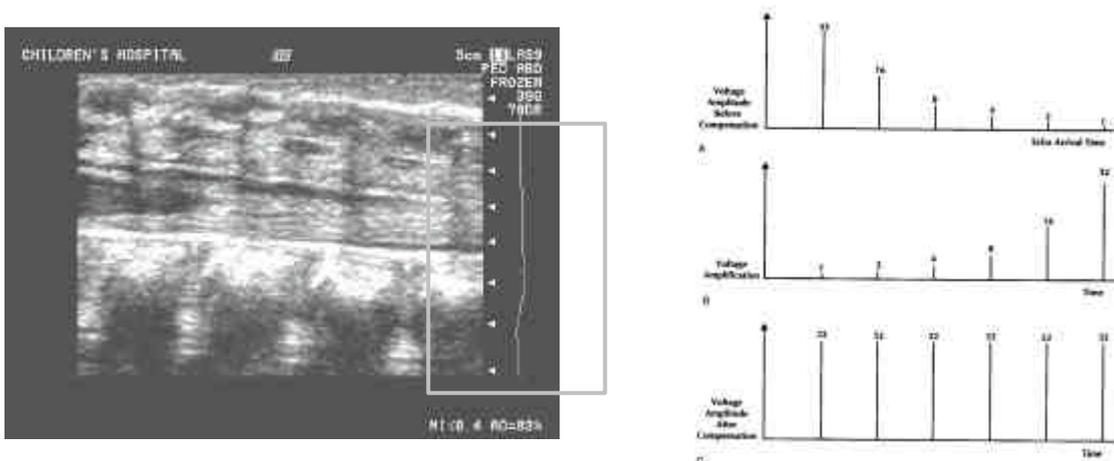
Para reducir el ruido se utilizan también amplificadores sintonizados. Estos operan a una frecuencia específica con un estrecho ancho de banda, lo cual reduce el ruido.

Para incrementar la sensibilidad del receptor se utilizan etapas de preamplificación. Parte de la amplificación se realiza con un pequeño amplificador colocado dentro de la estructura del transductor. De esta forma, la señal de los transductores se amplifica antes de entrar al cable que une el transductor con el equipo. Esto mejora considerablemente la relación señal-ruido.

La **compensación** ecualiza las diferencias en las amplitudes de los ecos recibidos debido a la profundidad de cada reflector. Los reflectores que tengan igual coeficiente de reflexión no producirán ecos de igual amplitud al arribar al transductor si las distancias de viaje son diferentes. Esto se debe a la dependencia de la atenuación con el camino recorrido por el US. Sin embargo, es deseable visualizar del mismo modo los ecos de reflectores de las mismas características independientemente de la profundidad. Para lograr este objetivo, se ajustan las amplitudes para compensar las diferencias de caminos. Por lo tanto, una vez que se realizó la excitación del cristal, los ecos que arriban más tarde son más amplificados que los primeros para compensar la atenuación. Este es el objetivo de la compensación.

La compensación también recibe el nombre de compensación de tiempo, ganancia variable con el tiempo, control temporal de la sensibilidad, compensación de tiempo-ganancia, compensación de ganancia-profundidad.

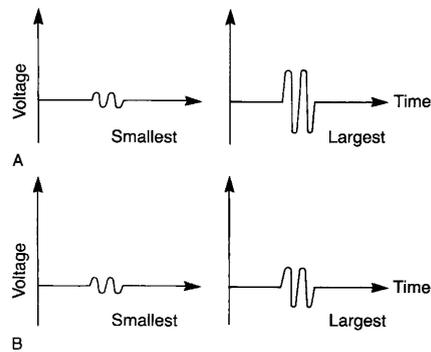
La tasa de incremento de la ganancia con la profundidad se puede ver gráficamente como una línea a un lado de la pantalla (ver Ilustración 20). La ganancia es expresada en decibeles por centímetro de profundidad. Cuando la compensación se realiza adecuadamente esta gráfica indica la atenuación por centímetro de profundidad. Los valores máximos de atenuación alcanzan los 60dB. La compensación es controlada por el usuario de acuerdo a la frecuencia de operación y al tipo de estructura anatómica estudiada. Este control se realiza mediante un conjunto de potenciómetros lineales ubicados a un lado del equipo.



**Ilustración 20: Compensación.**

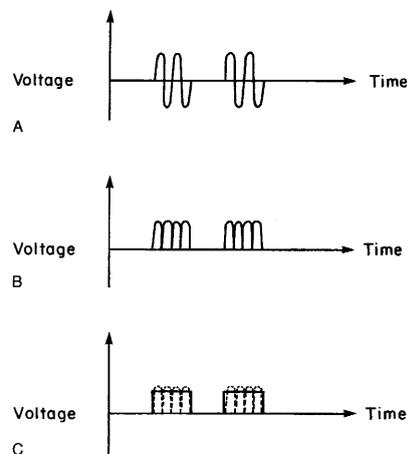
La **compresión** es el proceso por el cual se reduce la diferencia entre los ecos de mayor y menor amplitud (ver Ilustración 21). Esto se realiza mediante un amplificador logarítmico que amplifica más los ecos débiles sobre los fuertes. La relación entre ambos ecos, tanto amplitud como en potencia se denomina rango dinámico. Por ejemplo, si un amplificador es insensible a voltajes inferiores a 0,01mV y produce saturación a tensiones superiores 1000mV, la relación de voltajes es 100.000 y la relación de potencias es  $(100.000)^2$ . El rango dinámico del ejemplo anterior es de 100dB.

Aunque los amplificadores trabajan con rangos dinámicos de 100 a 160dB, otras partes de la electrónica (como el monitor) no lo pueden hacer. Por otro lado, los ojos humanos pueden manejar un rango dinámico de 20dB. Las zonas de mayor potencia (brillo de la pantalla) pueden ser sólo 100 veces mayores que las zonas de menor potencia. En valores de amplitud esta relación es solamente de 10. El valor del rango dinámico luego de la compensación oscila entre 50 a 100dB. Un compresor debe ser capaz de llevar el rango dinámico a valores adecuados para la visualización (20dB).



**Ilustración 21: Compresión.**

La **demodulación**, también llamada detección de amplitud o de envolvente, es el proceso de convertir los voltajes que representan los ecos de una forma (radiofrecuencias RF) a otra (señal con la amplitud de los ecos). Esto se realiza mediante la rectificación y filtrado pasabajos de la señal de radiofrecuencias (ver Ilustración 22).



**Ilustración 22: Demodulación.**

El **rechazo**, también llamado supresión o umbralización, elimina los pulsos de voltaje pequeño producido por ecos débiles o ruido electrónico. Los ecos débiles pueden producirse por los lóbulos laterales de emisión o por dispersiones múltiples, y por tanto constituyen ruido acústico. El ruido electrónico proviene de los circuitos eléctricos, aún aquellos de alta calidad. Por lo expuesto anteriormente, se prefiere eliminar estos ruidos de la imagen debido a que no contribuyen con información útil e interfiere con la visualización de la información de interés.

De las operaciones realizadas por el receptor, la amplificación y la compensación siempre las ajusta el usuario. La demodulación no depende del operador. El rechazo a veces permite ajuste de diferentes modos: modificando el rango dinámico o el control de la compresión logarítmica. Este control reasigna los valores de amplitud de los ecos para tener un rango dinámico más pequeño reduciendo alguno de los ecos débiles a cero.

#### 4.4 Convertidor A/D y buffer.

Para poder almacenar la información en una memoria digital, la señal a la salida del demodulador debe pasar a través de un conversor analógico digital. Sin embargo, varios instrumentos realizan esta conversión en diferentes puntos del sistema.

La información del conversor A/D es almacenada en una memoria temporal (Buffer) de tipo FIFO (First Input, First Output). Cada línea de Barrido se mantiene en esta memoria antes de ser procesada por el Convertidor Digital de Barrido.

#### 4.5 Convertidor digital de barrido.

El convertidor digital de barrido se encarga de adaptar cada línea de barrido para poder obtener una presentación en pantalla según la geometría de barrido definida por el Transductor y el Conformador del Haz. De esta forma, el

convertidor digital de barrido se encarga de transformar la información de los ecos obtenida a la salida del conversor analógico digital en coordenadas cartesianas que representen adecuadamente la ubicación de cada eco.

A modo de ejemplo, si se supone que las líneas de barrido forman una imagen (distorsionada), el convertidor digital de barrido sería un dispositivo que realiza una transformación geométrica que corrige la imagen obtenida inicialmente. Esto se observa en la Ilustración 23.

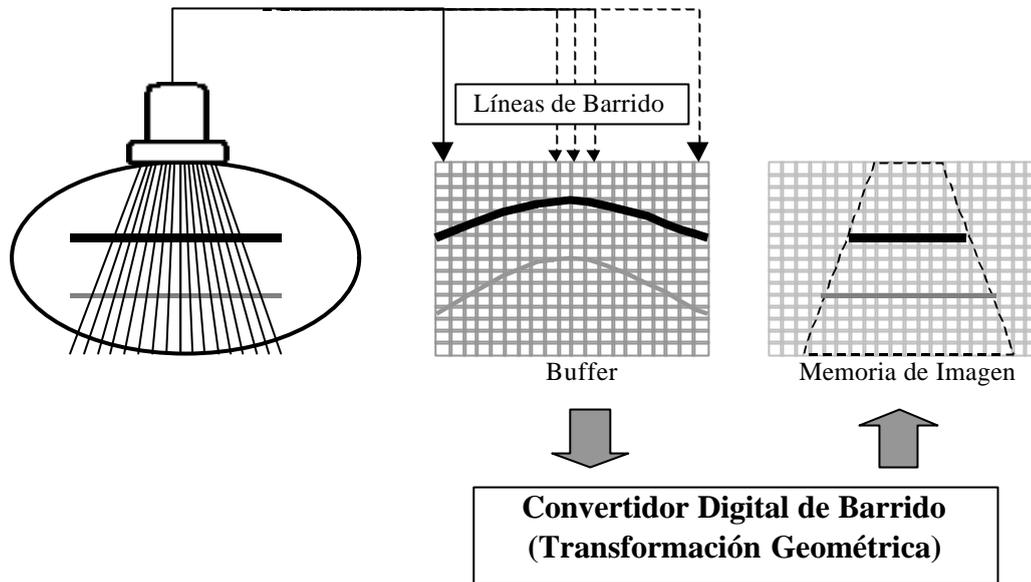


Ilustración 23: Convertidor digital de barrido.

#### 4.6 Memoria de la Imagen.

El **almacenamiento en memoria** de cada imagen obtenida por el barrido del haz permite visualizar las mismas en un monitor en forma secuencial y en tiempo real. Una determinada imagen se puede mantener en el monitor (freeze o congelamiento de cuadro). Algunos instrumentos tienen capacidad de memoria suficiente para almacenar varios cuadros o imágenes. Estas imágenes luego se pueden visualizar en forma secuencial lo que se denomina cine o cine-loop.

Para una matriz de 512x512 en la cual se representan estructuras con profundidades hasta 20cm, cada pixel representa 0,4mm. Si la profundidad fuera 10cm, sería 0,2mm por pixel. Estos valores representan la resolución espacial de la memoria. Si bien se pueden elegir representaciones pequeñas de cada pixel, la resolución espacial está limitada por la longitud espacial del pulso y por el ancho del haz de US, tal como se describió anteriormente.

La cantidad de bits de cada elemento de memoria está relacionada directamente con la resolución de contraste, que es la capacidad visual de observar pequeñas diferencias de amplitud entre ecos de tejidos adyacentes. En la Tabla 4 se puede ver la diferencia porcentual entre cada nivel de gris de acuerdo al rango dinámico deseado y al número de bits utilizados. Mientras menor sea el rango dinámico y mayor el número de bits, mejor será la resolución de contraste.

Tabla 4: Resolución de contraste vs. cantidad de bits. (60dB de Rango Dinámico)

<i>Bits por pixel</i>	<i>Decibeles por nivel</i>	<i>Diferencia porcentual</i>
4	3.8	140
5	1.9	55
6	0.9	23
7	0.5	12
8	0.2	5

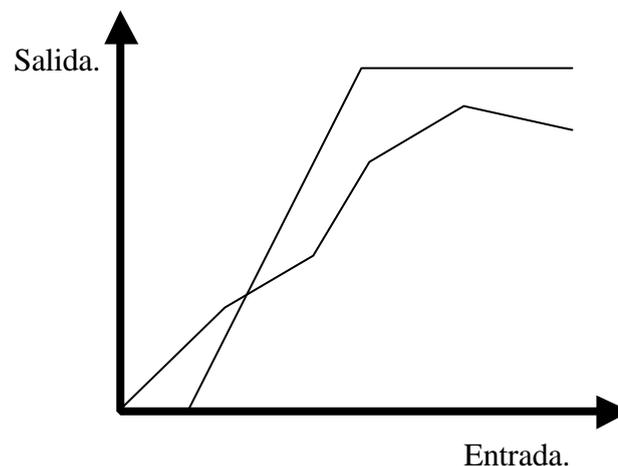
## 4.7 Procesamiento.

El procesamiento se puede dividir en dos partes el pre-procesamiento y el post-procesamiento. El primero incluye todas las operaciones realizadas antes del almacenamiento en la memoria de la imagen, mientras que el otro corresponde a las operaciones realizadas a partir de la imagen en memoria.

Es posible reconocer si una operación es realizada en el pre o post procesamiento. Si la operación no puede ser realizada sobre una imagen congelada, la función es aplicada durante el pre-procesamiento. De lo contrario, la misma corresponde al post-procesamiento.

Por ejemplo, la magnificación o zoom es una operación que puede realizarse antes o después del almacenamiento en memoria. Cuando la magnificación se realiza a partir de la imagen en memoria (magnificación de lectura), la operación consiste en visualizar cada pixel de la imagen con un tamaño mayor, y visualizar sólo una zona de memoria. La magnificación durante el preprocesamiento se incluye en algunos equipos. Esta se denomina magnificación de escritura debido a que una pequeña estructura anatómica ocupa en forma directa toda la memoria de la imagen sin necesidad de agrandar los pixeles. La calidad de esta magnificación es mejor.

La mayoría de los sistemas permiten el ajuste de brillo y contraste por parte del operador. Esto se puede realizar utilizando esquemas de ajuste lineales o bien, modificar la curva entrada-salida de niveles de gris. Es decir, modificar la función que define la operación puntual. Ejemplos de diferentes curvas se observan en la Ilustración 24. Esto permite realzar pequeñas diferencias en la amplitud de los ecos que pueden ser críticas para reconocer estructuras de interés diagnóstico.



**Ilustración 24: Diferentes curvas de entrada-salida.**

Para propósitos de medición, la mayoría de los equipos incluyen cursores o marcadores (cruces, círculos, etc.) para definir escalas o para calcular distancias o áreas definidas por el usuario.

Además de las técnicas convencionales, los ecógrafos computarizados (modernos) incorporan módulos de Software específicos para cada especialidad. Existen módulos para obstetricia, cardiología, etc

## 4.8 Visualización.

Los instrumentos de tiempo real deben producir muchas imágenes por segundo. Esto requiere el uso de transductores con barrido mecánico o electrónico. El número de imágenes por segundo se denomina frecuencia de cuadros. Una frecuencia de cuadros alta implica la visualización de cambios continuos en la imagen. Cuando se congela un cuadro, no ingresa más información a la memoria y el último cuadro es continuamente visualizado. La visualización en tiempo real brinda una adquisición rápida y adecuada de cada cuadro, con la visualización continua de los cambios conforme el haz de US realiza el barrido. De este modo, es posible visualizar en dos dimensiones el movimiento de las estructuras. Mientras mayor sea la frecuencia de cuadros mejor será la resolución temporal, que es la capacidad de distinguir eventos cercanos en el tiempo.

La repetición de cada cuadro depende de la Frecuencia de Cuadros(FC). Cada cuadro se compone de un cierto número de líneas de barrido (NLB), y cada línea de barrido se puede conformar por un o más focos (NF). Para cada foco en cada línea de barrido se requiere un pulso. La frecuencia de repetición de pulsos (FRP) se puede determinar a partir de los tres parámetros anteriores:

$$FRP = FC \times NLB \times NF$$

Por otro lado, se determinó en secciones anteriores que la FRP está condicionada a la profundidad (P) de las estructuras en estudio mediante la siguiente ecuación:

$$FRP \times P \leq \frac{c}{2}$$

donde c es la velocidad de US en el medio (1540m/s o 154000cm/s). Por lo tanto, es posible definir una relación de compromiso entre cuatro parámetros:

$$P[\text{cm}] \times FC[\text{Hz}] \times NLB \times NF \leq 77.000$$

A partir de esta relación se puede concluir que un aumento de la profundidad, una ampliación del ancho de la imagen (NLB) o un incremento en el número de focos para lograr mejor resolución espacial reducen necesariamente la frecuencia de cuadros. Es decir que empeora la resolución temporal.

Los dispositivos de visualización son los monitores. Estos pueden ser externos o internos. Los externos utilizan normalmente señales de video estándar (PAL o NTSC) y la FC está limitada en 25 o 30 cuadros por segundo. Cuando el monitor es interno, la electrónica del equipo permite operar con más resolución espacial y temporal que las ofrecidas por los estándares de video.

La mayoría de los equipos traen una salida analógica de video que permite conectar el equipo a impresoras (Video Printer) o grabadoras (Videocaseteras). Debido a su naturaleza digital intrínseca, los ecógrafos actuales incorporan salidas digitales normalizadas (DICOM) o no. En la Ilustración 25 se pueden observar los diferentes dispositivos de salida.



**Ilustración 25: Dispositivos de Salida.**

## 4.9 Modos.

Existen diversas formas de mostrar la información en la pantalla. El más común es el modo brillo, modo bidimensional, Modo B, Scan B o escala de grises. En cardiología también se utiliza el modo movimiento o modo M. En oftalmología se puede utilizar también el modo amplitud o modo A.

La operación del modo B produce una variación del brillo de cada punto en la imagen en función de la información de cada pixel de memoria obtenida de la amplitud de los diferentes ecos. En este modo, se emiten pulsos continuamente variando la dirección del haz. La sucesión de ecos recibidos por cada pulso (o conjunto de pulsos) emitido en una dirección recibe el nombre de línea de barrido. La memoria se llena con cada línea de barrido obtenida de atravesar el tejido en diferentes direcciones produciendo la imagen de un corte de la estructura en estudio. El corte corresponde al plano donde se desplaza el haz de US. Cada imagen corresponde a un cuadro. Al representar varios cuadros por segundo se producen imágenes dinámicas o de tiempo real.

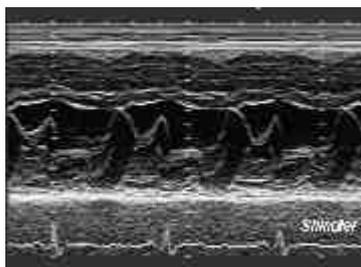
La imagen de Modo B es conocida como "scan" tomográfico (tomo es corte). Actualmente todos los barridos son de tiempo real, se barre constantemente la zona y se actualiza constantemente la imagen en pantalla. Se aplica en zonas de tejido blando y NO es útil en estructuras óseas o aire (sombra acústica) debido a su gran atenuación y/o diferencias de impedancia acústica. Se utiliza en Obstetricia, Ginecología, Estudios abdominales, Cardiología, Estudios intracavitarios, etc. Algunos ejemplos se muestran en la



**Ilustración 26: Imágenes de Modo B.**

Algunos instrumentos tienen la capacidad de presentar diferentes intensidades de eco en distintos colores en lugar de niveles de gris. Debido a que el ojo puede detectar mejor diferencias de tono que de intensidades de brillo, la visualización con colores ofrece una resolución de contraste mejorada. Esta forma de representar la imagen se denomina modo B Color o modo escala de colores. Es el único modo que utiliza color dentro de la Ecografía Convencional (no incluye Ecodoppler).

Otro modo habitual de visualización para mostrar las estructuras cardíacas es el Modo M. Este modo muestra para una determinada dirección del haz, la profundidad en función del tiempo. A partir de una imagen de Modo B, se selecciona una línea de barrido y posteriormente el equipo repite esa línea de barrido en el tiempo. El modo B referencia a la imagen de Modo M. Estas imágenes se utilizan para estudiar las válvulas y las paredes cardíacas.



**Ilustración 27: Imagen de Modo M.**

El modo A fue el primer método en implementarse. Una vez que se emite el pulso de US y se reciben los ecos, se visualiza la envolvente de los ecos en función del tiempo, tal como se observa en un osciloscopio. El sincronismo de la señal se realiza con el pulso de US. El análisis es unidimensional ya que caracteriza al tejido sólo en la dirección del transductor, el cual se encuentra fijo. Si bien se grafica amplitud en función del tiempo, es posible hacer una correspondencia tiempo/espacio utilizando las ecuaciones descriptas anteriormente. En los comienzos del barrido, el transductor está aún reberberando y además está recibiendo ecos de gran amplitud. ("Initial Bang-Estampido inicial"). Esta respuesta puede ser atenuada o limpiada, sin embargo es útil para marcar el comienzo del tejido a analizar. El modo A ha sido de gran utilidad en ecoencefalografía en la detección de tumores o hemorragias. En oftalmología es utilizado para determinar tamaño, patrones de crecimiento y para detectar tumores, otras patologías o ubicación de objetos extraños. El pequeño tamaño del transductor lo hace óptimo para esta aplicación. Debido a la pequeña profundidad de penetración se pueden utilizar altas frecuencias (5-15 MHz)

## Bibliografía

- Kremkau, Frederick: Diagnostic Ultrasound. Principles and Instruments. 5ta Edición. Ed WB Saunders. 1998.
- Weyman, Arthur: Principles and Practice of Echocardiography. 2da Edición. Ed Lea & Febiger. 1994.
- Krestel, Erich: Imaging Systems for Medical Diagnostics. Siemens 1990.
- Mompin Poblet, José: Introducción a la Bioingeniería. Capítulo 13. Editorial Marcombo. 1988.
- Feigenbaum, Harvey: Ecocardiografía. Editorial Panamericana. 1985