

Velocidad de propagación (c): es la distancia que viaja el sonido por un medio en la unidad de tiempo, ya sea m/s ó mm/ μ s. Varía de acuerdo al medio en el que se desplaza en relación a la proximidad de sus moléculas (**densidad**). No se afecta por la naturaleza del sonido y no puede cambiarla el operador. Es más rápida en los sólidos (hueso 3500 m/s), intermedio en los líquidos (sangre 1560 m/s) y lento en los gases (pulmones 500 m/s).

De la misma manera, los órganos más densos son los que más resistencia al paso del haz de ultrasonido generan (**impedancia**)

En la práctica clínica la velocidad de propagación en los tejidos blandos humanos es relativamente constante (1540 m/s) por lo tanto la longitud de onda tiene una relación inversamente proporcional a la frecuencia en relación a la ecuación que la define:

$$c = f \times l$$

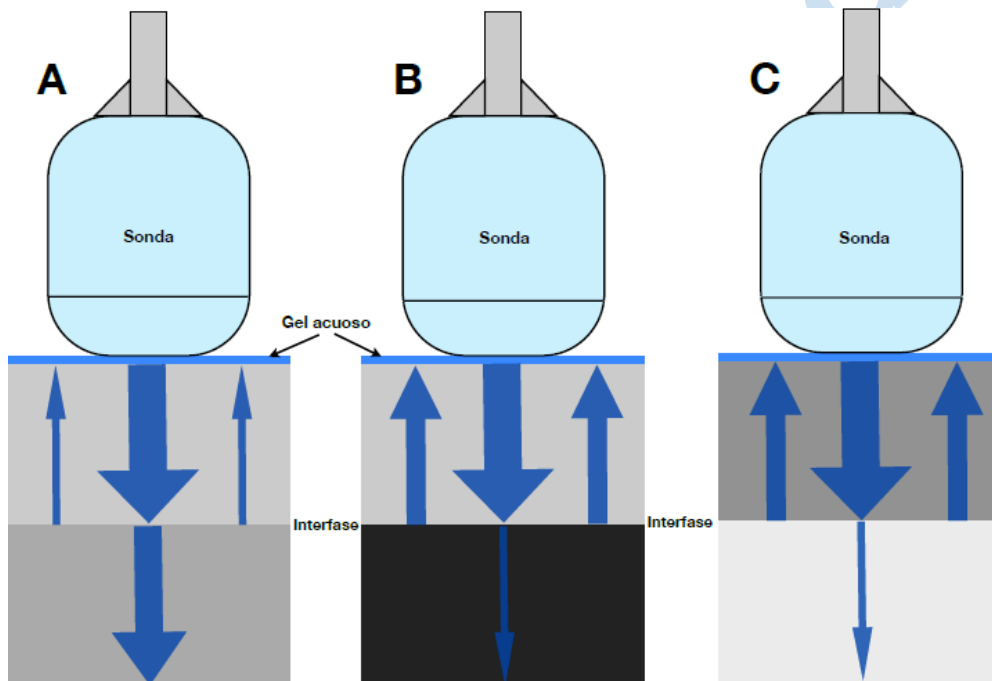
Tejido	Velocidad (m/s)	Densidad (g/cm ²)
Grasa	1470	0,97
Músculo	1568	1,04
Hígado	1540	1,05
Cerebro	1530	1,02
Hueso	3600	1,7
Agua	1492	0,99
Aire	332	0,001

Amplitud: es la altura máxima que alcanza la onda. Técnicamente corresponde a la máxima compresión de las partículas de la línea de base. Se relaciona con la intensidad del sonido, está determinada por la fuente de sonido y disminuye con la propagación de la onda. **Se mide en decibeles.** Estas son unidades logarítmicas basadas en la relación entre el valor medido (VM) y el de referencia (VR)

$$dB = 20 \log (VM/VR)$$

Por ejemplo, una relación de 10000 a 1 corresponde a 80 dB. La ventaja del uso de esta escala radica en permitir graficar valores de muy diferente amplitud

Un concepto muy importante para entender luego la formación de la imagen ecográfica es el de límite ó zona de contacto entre dos medios (**interfase**). Dos medios con diferente impedancia acústica, por lo tanto con diferente densidad, generan un plano de separación conocido como interfase reflectante. Cuando el US atraviesa un medio físico choca con la interfase reflectante, una parte del sonido la atravesará y otra se reflejará, lo que constituirá el eco de la interfase reflectante. **Cuanto mayor sea la diferencia de impedancia entre dos medios, mayor será la amplitud de ecos reflejados y menor será la capacidad del US en atravesarlos.** Por esta razón se coloca un gel entre la piel y la sonda para evitar la interfase que genera el aire. **La amplitud de los ecos de la interfase reflectante va a determinar la diferente escala de grises representada en el monitor del ecógrafo.**



A menor diferencia de interfase entre las estructuras mayor será la propagación de la ondas y menor la amplitud de las ondas reflejadas. A (Ej hígado). A mayor diferencia en la interfase con más densidad posterior B (ej hueso) o menor C (ej pulmón), menor propagación del eco por consiguiente menor capacidad de atravesar el tejido y mayor amplitud de las ondas reflejadas.

Otras propiedades físicas del sonido nos permiten entender la construcción de la imagen ecográfica:

Atenuación: el sonido al propagarse pierde energía, habitualmente en forma de calor, generando pérdida de amplitud de la onda. El parámetro que más influye en la absorción de dicha energía por parte de los tejidos es la propia frecuencia de la onda:

A mayor frecuencia, mayor absorción, por lo tanto menor capacidad de penetración y viceversa.

Refracción: el sonido cambia de dirección en la interfase

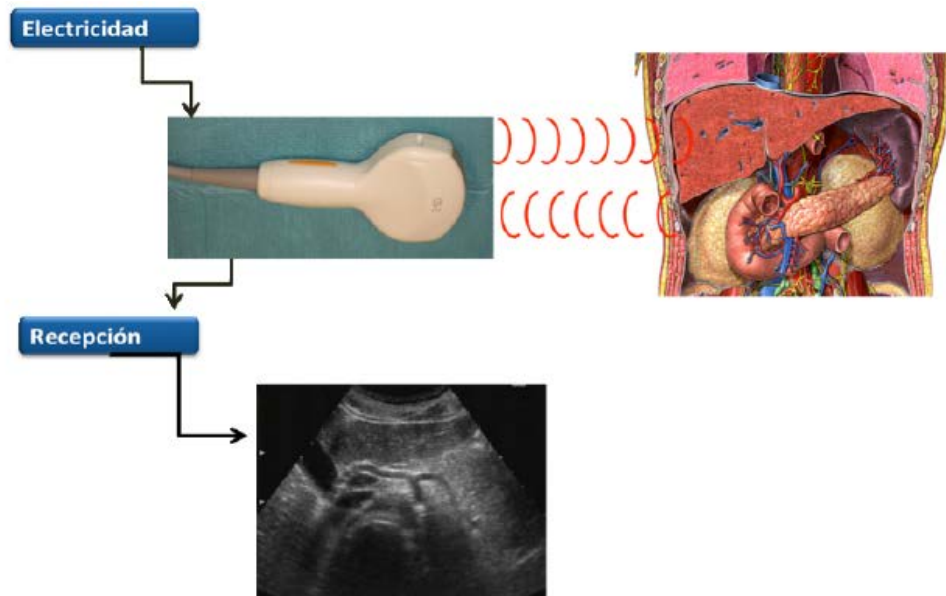
Reflexión: el sonido al llegar a la interfase y chocar con ella, una parte es reflejado y otra continúa avanzando.

La intensidad de la refracción y reflexión que experimentan los US, es **proporcional a la impedancia** de los tejidos (interfase) como se observa en el gráfico superior. Pero, además, **para minimizar estos fenómenos debemos mantener lo más perpendicular posible al objeto el haz de US**, al realizar el estudio.

Formación de la imagen ecográfica

La utilización de los ultrasonidos en medicina se basa en descubrimiento del “fenómeno piezoeléctrico” por los hermanos Curie en el siglo XIX. Este fenómeno se produce al someter a un cristal especial a una corriente eléctrica. La diferencia de potencial obtenida hace vibrar el interior del cristal convirtiendo la energía eléctrica en mecánica (haz de ultrasonido).

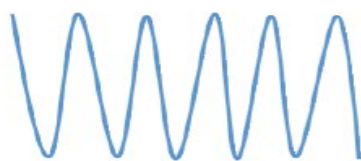
Los ecógrafos están formados por un transductor, una unidad de procesamiento y un monitor. Los transductores contienen los cristales que generan el US y a su vez, son capaces de captar los ecos reflejados en los tejidos y convertirlos en una señal eléctrica, remitirlos a una unidad de procesamiento y generar una imagen en un monitor



El haz US al inicio tiene el diámetro del transductor. A medida que se desplaza, el haz se afina progresivamente hasta la zona de menor diámetro (zona focal) para luego divergir. Por lo tanto, **los componentes del haz de us son:**

- 1- **Foco**
- 2- **Campo proximal (Fresnelzone)**: región entre el transductor y el foco
- 3- **Distancia focal**: distancia entre transductor y el foco
- 4- **Campo distal (Fraunhoferzone)**: zona divergente distal al foco
- 5- **Zona focal**: región cercana al foco donde el haz es relativamente fino y donde se generan las imágenes de mayor calidad. Las máquinas modernas permiten realizar el auto foco.

Los transductores generan una señal que es procesada y se representa en una pantalla como un punto. Este punto o pixel varía de intensidad en una escala de 256 tipos de grises que varían según la amplitud de la onda reflejada, **hiperecoico o blanco** hasta el **anecoico o negro**.



Elevada amplitud



Baja amplitud

Mayor amplitud del retorno del eco → Mayor brillo (ecogenicidad) en pantalla



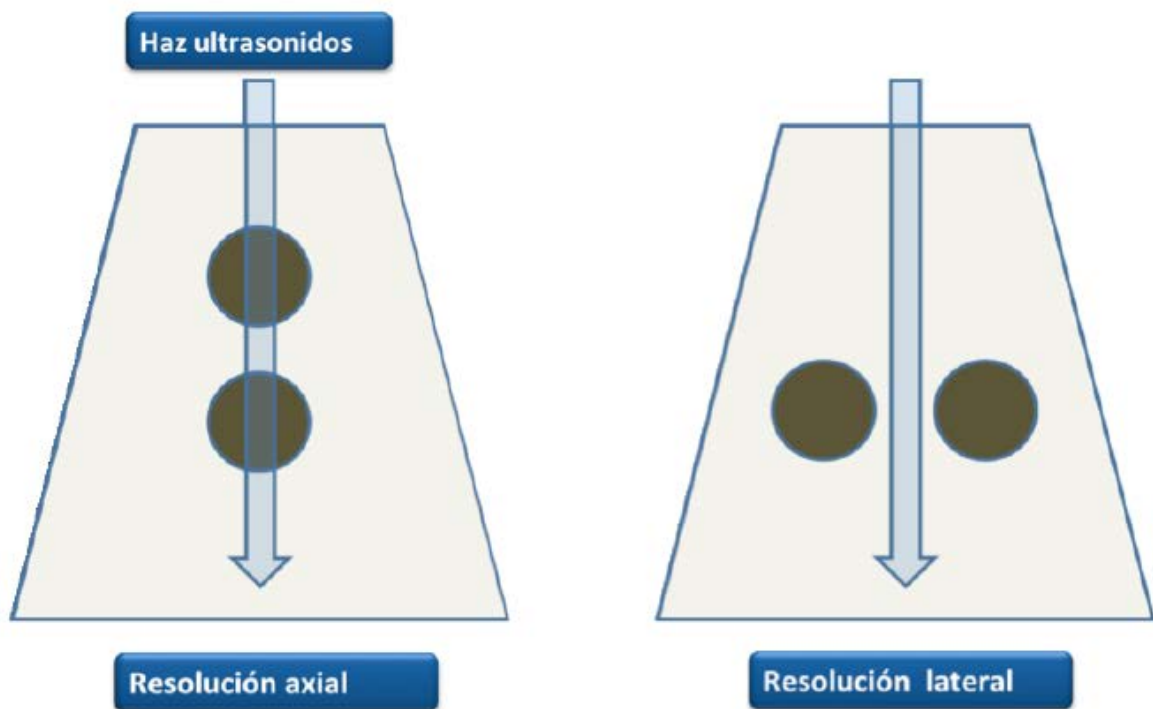
Hiperecogénico

Hipoecogénico o anecoico



La **resolución axial** es la capacidad de distinguir dos puntos como distintos cuando están alineados al transductor. A mayor **frecuencia del transductor** mayor resolución axial.

La **resolución lateral** permite distinguir dos puntos separados, cuando están uno al lado del otro. Depende del diseño del transductor y se puede modificar ajustando el ancho de la zona focal(**foco**).



Los ecógrafos disponen de un mecanismo para compensar la pérdida de intensidad del us. Y compensarla de forma proporcional a la profundidad desde donde se generó el eco. Es decir, añade ganancia artificial en relación al tiempo en que el haz tarda en llegar a la sonda. Es lo llamado **TCG "Time Gain Compensation"**.

Para una correcta imagen es fundamental el correcto ajuste de la ganancia. Hay que notar que este aumento de la amplitud de los ecos también afectará a los fondos artificiales (ruido) por lo cual se aconseja trabajar con la menor ganancia posible.

Artefactos

Es relativamente frecuente la formación de imágenes que no corresponden a la anatomía normal. Su conocimiento es importante para evitar errores de interpretación, aunque su conocimiento y como veremos en muchos momentos del curso son relevantes para el estudio de órganos o estructuras (Ej: ecografía pulmonar).

Sombra acústica: el ultrasonido choca con una superficie muy reflectante, rebotan casi todos sus ecos (hiperecoica) y genera detrás una zona anecoica denominada sombra acústica.



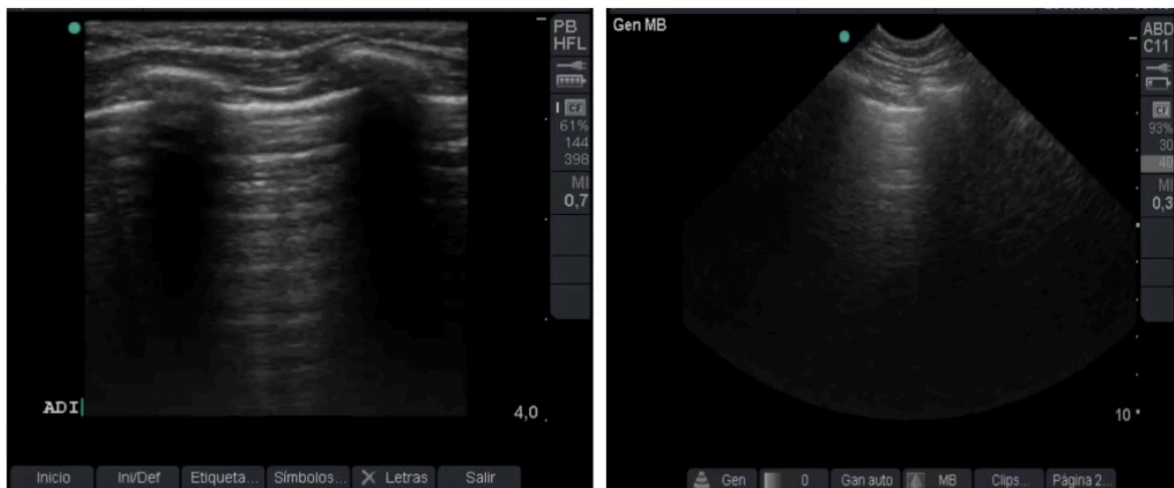
Litiasis vesicular

Refuerzo posterior: el haz atraviesa una zona de poca atenuación y pasa fácilmente, pero produce un falso aumento de ecogenicidad al rebotar en la pared anterior y luego posterior hasta que se agota. Ej: estructuras líquidas con pared

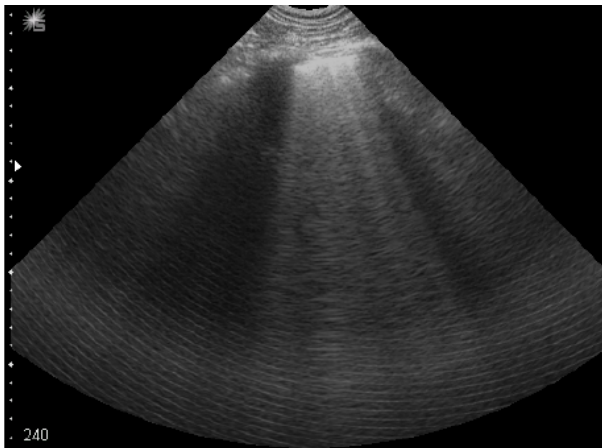


Reverberancia: el haz de ultrasonido atraviesa una interfase que separa dos medios de diferente impedancia acústica. Las líneas A en el pulmón son la imagen hiperecogénica de la pleura que se repite sobre la superficie aireada del parénquima

ARTEFACTOS HORIZONTALES: LINEAS A



Colas de cometa (Líneas B): similar a la reverberación con la particularidad que de forma dinámica, líquido ocupa la interfase con aire y permite el paso del haz de ultrasonido.



Líneas B en Síndrome Intersticial focal

Imagen en espejo: el haz atraviesa una superficie extremadamente reflectante e incide sobre ella la angulación. Los ultrasonidos se reflejan hacia adelante y atrás produciendo una imagen en espejo.



Transductores o sondas

Las sondas son la parte fundamental del ecógrafo. Contienen los cristales piezoeléctricos y transforman la energía mecánica en eléctrica y viceversa.

Existen variedad de sondas en cuanto a tamaño, forma y frecuencia. A mayor frecuencia tienen mayor definición, pero menor profundidad. Por tanto, las sondas de menor frecuencia permiten el estudio de estructuras más profundas.



Las **sondas más utilizadas** en nuestro medio son:

Sonda lineal: alta frecuencia (5-13 MHz) utilidad en canular vasos sanguíneos, descartar TVP, estudio pulmonar especialmente en pacientes pediátricos.

Sonda sectorial: baja frecuencia 2-5 MHz más versátil gracias a su pequeño tamaño y permite su uso en el tórax para el estudio ecocardiográfico.

Sonda convexa: 2-5 MHz se emplea en el estudio de la cavidad abdominal. Su forma permite una mayor superficie de barrido

Existen otro tipo de sondas para usos específicos que escapan al curso como la microconvex, en palo de hockey, etc

Todas las sondas tienen por convección una marca en uno de sus extremos y que se relaciona con una señal en la pantalla. En los nuevos equipos esto puede ser ajustado por el operador, aunque en general representa el margen superior izquierdo del monitor.

Modos en ecografía

Los eco reflejados en las interfaces llegan al transductor, se genera una corriente eléctrica que es analizada por la unidad de procesamiento y es expresada en el monitor como: un vector (modo A), un punto móvil (modo M) ó como un punto en escala de grises (modo B).

Modo B: con este tipo de representación se obtiene una imagen bidimensional en tiempo real. El ecógrafo convierte las diversas amplitudes de ondas captadas en pixeles de hasta 256 tonalidades. A mayor amplitud más brillo y viceversa.

Modo M: representa el movimiento de la interfase reflectante. Se selecciona un haz en modo B y se lo observa en una línea de tiempo. Se utiliza en situaciones donde queremos demostrar el movimiento. Ej: colapso de la VCI, Movimiento sistólico de la valva anterior de la tricúspide (TAPSE)

Modo D: se basa en el **efecto Doppler** que se define como el cambio de frecuencia del sonido emitido ó reflejado por un objeto en movimiento. Al aumento de cambio de frecuencia se lo denomina variación Doppler y se representa en la siguiente ecuación:

$$\Delta \text{Doppler} (Hz) = (2 \times f \times \text{coseno } \vartheta) / c$$

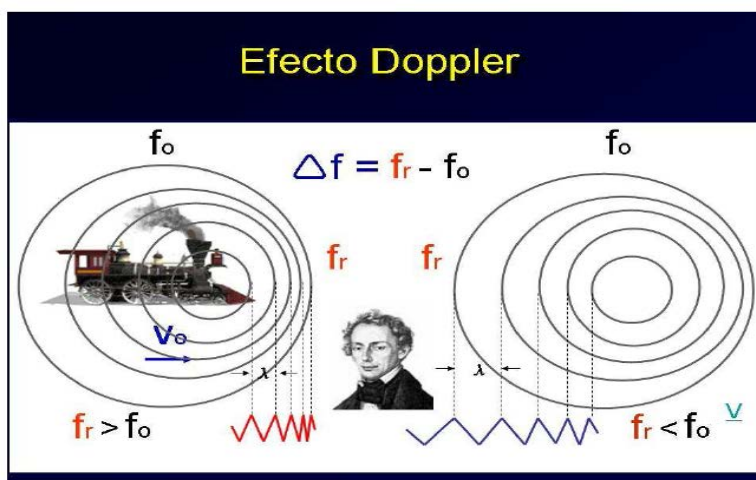
v: velocidad

f: frecuencia de la sonda

Θ : angulo de incidencia del us

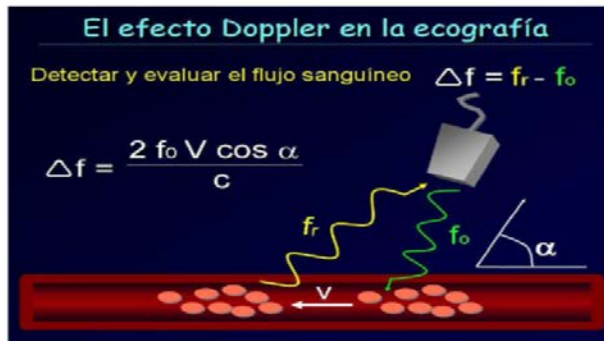
v: velocidad de propagación

Noten que cuando el θ es 90° su coseno es 0. Por lo tanto no habrá efecto Doppler. Para una medición correcta del Doppler el ángulo de incidencia debe ser $< 60^\circ$ (óptimo $< 20^\circ$)



Como podemos ver en la ecuación, el cambio de frecuencia o frecuencia Doppler detectado dependerá en proporción directa de la frecuencia de onda emitida, de la velocidad de los hematíes y del coseno del ángulo entre el haz ultrasónico y la dirección del flujo, e inversamente de la constante de transmisión del sonido en los tejidos que está en torno a 1540 m/s. Así, conociendo el resto de variables podemos averiguar la velocidad del flujo sanguíneo.

$$\Delta f = \frac{2(f_0) V}{c} (\text{Cos } \theta)$$



Esta propiedad permite al ecógrafo calcular la velocidad de la interfase en movimiento, representado el haz cuando se acerca ó se aleja del transductor. Se utiliza para el estudio del movimiento de los glóbulos rojos en el corazón y vasos sanguíneos.

El modo Doppler presenta 2 tipos de análisis:

Doppler de onda continúa: mide todos los diferentes flujos a lo largo del haz de ultrasonido. Utiliza 2 cristales de la sonda; uno envía el pulso de ultrasonido constantemente y otro lo recibe. Esta característica permite registrar correctamente las velocidades, pero de forma global, no discriminando los diferentes vectores de la curva. Por lo tanto, no nos permite evaluar la profundidad a la que ocurre el movimiento. Es ideal para evaluar altos flujos como las estenosis valvulares.

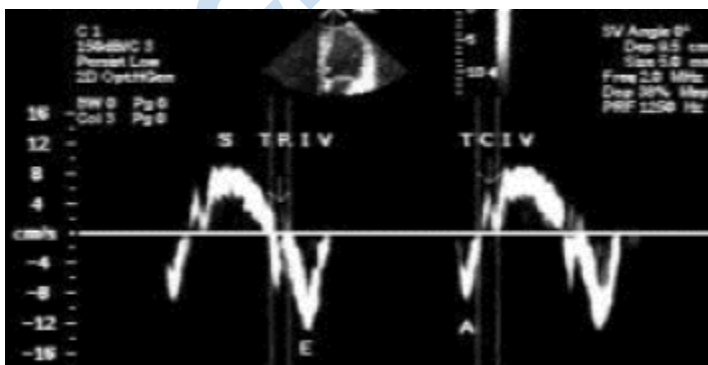
Doppler de onda pulsada: este modo se utiliza en combinación con la ecografía bidimensional para valorar velocidades de flujo en zonas específicas del corazón ó grandes vasos. A diferencia de la forma continua el transductor emite el ultrasonido y espera la recepción del eco. Esto le permite un alto rango de discriminación y evaluar flujos a distintas velocidades. Esta ventaja puede ser una limitante, ya que si la velocidad de la interfase en movimiento supera a la frecuencia de repetición de pulsos (PRF) del equipo, se puede generar un artefacto denominado

Aliasing. En los modernos ecógrafos se puede ajustar el PRF para minimizar este efecto.

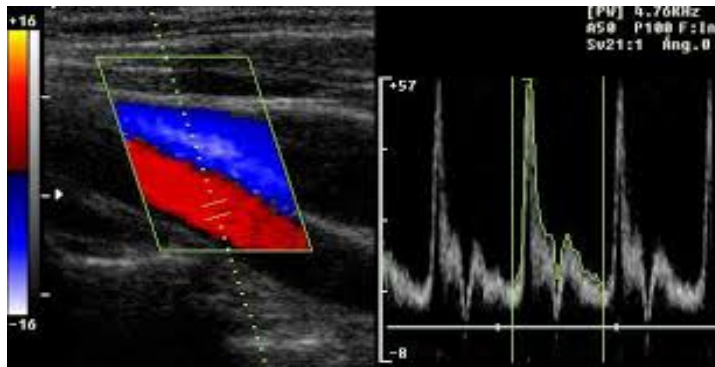
La representación puede realizarse como curva del **Doppler pulsado**, donde por convención se grafica con deflexión positiva el vector que se acerca a las sondas y como negativa la que se aleja. Otra forma de representar la onda pulsada es en forma de color. **El Doppler color** superpone sobre la imagen bidimensional con rojo el flujo que se acerca y azul el que se aleja al transductor. Presenta las mismas limitaciones explicadas en relación al PRF y la necesidad de múltiples pulsos para generar la imagen. Por lo tanto, tiene baja resolución temporal.

El **límite o número de Nyquist** es la mayor frecuencia a la que con el PRF seleccionado no se produce aliasing ó sobre solapamiento. En la forma color esto puede ser observado como un mosaico de colores situación que puede entenderse como error en el seteo ó bien un flujo excesivamente turbulento.

Existe otra forma de Doppler continuo que está diseñado para flujos más lentos. El **Doppler tisular permite la medición de ondas de alta energía y baja frecuencia** permitiendo el estudio de las paredes del corazón, con patrones de ondas características con flujos <10 cm/seg. Permite obtener importante información en todas sus fases en especial en la diástole. La limitante es que puede estudiarse sólo en forma sectorial y con resolución espacial limitada.



Doppler tisular en el anillo de la válvula Mitral



Doppler color

Doppler pulsado

Techne & Medeos