

INDICE

1.	Introducción	2
2.	Principios físicos de las ondas de ultrasonido	2
3.	Generación del ultrasonido: transductores	3
4.	Interacción entre el ultrasonido y el tejido	4
4.1.	Impedancia acústica	4
4.2.	Reflexión	4
4.3.	Refracción	5
4.4.	Atenuación	5
4.5.	Resolución.....	5
5.	Controles del ecocardiógrafo	7
6.	Artefactos en ecocardiografía bidimensional.....	8
7.	Ecocardiografía Doppler.....	10
7.1.	Doppler continuo y doppler pulsado	11
7.1.1.	Controles del doppler continuo y pulsado	12
7.2.	Doppler color	13
7.2.1.	Controles del Doppler color	13
7.2.2.	Artefactos del doppler color	13
8.	Bibliografía	14

1. Introducción

La ecocardiografía se basa en el uso de ultrasonidos para estudiar la estructura y función del corazón y los grandes vasos. La producción de ultrasonidos con fines diagnósticos implica complejos principios físicos. Aunque la utilización clínica de la ecocardiografía no requiere un extenso dominio de estos principios, es imprescindible un conocimiento básico de los mismos para aprovechar todas las ventajas de la técnica.

2. Principios físicos de las ondas de ultrasonido

Las ondas de sonido son vibraciones mecánicas transmitidas a través de un medio elástico. Las ondas poseen una serie de propiedades fundamentales:

- *Frecuencia*: es el número de ondas en el intervalo de 1 segundo. La unidad de medida es el Hertzio (Hz), que equivale a 1 ciclo/segundo. Un megaHertzio (MHz) equivale a una frecuencia de 1 millón de ciclos por segundo. Los humanos podemos oír ondas de sonido con frecuencias entre 20 y 20000 Hz. Los ultrasonidos incluyen la porción del espectro de sonido con una frecuencia superior a los 20000 Hz. Los ultrasonidos que se emplean en medicina típicamente tienen frecuencias entre 1 y 20 MHz.
- *Velocidad de propagación*: es la velocidad a la que se mueve la onda de sonido a través de un material, y difiere según el tipo de material.
- *Longitud de onda*: es la distancia entre 2 ondas de ultrasonido; se puede calcular dividiendo la frecuencia entre la velocidad de propagación. La longitud de onda está inversamente relacionada con la resolución de la imagen y directamente relacionada con la profundidad de penetración del ultrasonido: a mayor longitud de onda (es decir, a menor frecuencia de ultrasonido), menor será la resolución de la imagen y mayor será la distancia que penetrará el ultrasonido en un tejido.

- *Amplitud*: es la energía de la señal de ultrasonido y se mide en decibelios.

3. Generación del ultrasonido: transductores

El transductor es una sonda que permite generar y recibir ultrasonidos gracias a unos cristales piezoeléctricos. Estos cristales tienen la propiedad de expandirse cuando se le aplica una corriente eléctrica, de forma que la aplicación intermitente de corriente hace que el cristal se expanda y comprima, generando ondas de ultrasonido. Por otra parte, cuando una onda de ultrasonido alcanza el cristal piezoeléctrico, se genera una corriente eléctrica, lo que constituye la base de la recepción de los ultrasonidos. El transductor transmite una ráfaga (o pulso) de ultrasonidos y posteriormente cambia al modo "receptor" para esperar las señales de ultrasonido que han sido reflejadas por las interfases acústicas. Este ciclo se repite cada poco tiempo para generar imágenes. La formación de la imagen se basa en el retraso de tiempo entre la transmisión del ultrasonido y el retorno de la señal reflejada, y este tiempo será mayor cuanto mayor sea la profundidad de la interfase. Los pulsos son emitidos a una frecuencia (frecuencia de repetición de pulsos) determinada por el tiempo necesario para que el ultrasonido viaje a la máxima profundidad de la imagen y regrese al transductor. Por tanto, la frecuencia de repetición de pulsos es menor cuanto mayor sea la profundidad.

Los transductores utilizados en ecocardiografía transtorácica en adultos suelen tener una frecuencia de 2,5 MHz. En ecocardiografía transtorácica en niños son más adecuadas frecuencias más altas (3,5-5 MHz); en niños más pequeños y en ecocardiografía transesofágica se usan frecuencias de 5 MHz puesto que las estructuras a visualizar son más superficiales y no se necesita una gran penetración del ultrasonido.

4. Interacción entre el ultrasonido y el tejido

La interacción entre las ondas de ultrasonido y los tejidos del cuerpo depende de una serie de propiedades físicas:

4.1. Impedancia acústica

La propagación de las ondas de ultrasonido en el cuerpo humano depende de la impedancia acústica, que es el producto de la velocidad de propagación del ultrasonido en ese tejido por la densidad del tejido. A mayor diferencia en la impedancia acústica entre 2 tejidos, mayor reflexión del ultrasonido en el límite entre ambos tejidos. Los tejidos blandos (como el miocardio o la sangre) tienen impedancias acústicas similares. Sin embargo, el pulmón tiene una impedancia acústica muy baja, y el hueso la tiene muy alta.

4.2. Reflexión

La reflexión de los ultrasonidos es la base de la ecocardiografía. El ultrasonido es reflejado en las interfases entre 2 tejidos, y la cantidad de ultrasonido reflejado depende de las diferencias en la impedancia acústica de los 2 tejidos y del ángulo de reflexión. Para cada interfase, la cantidad de ultrasonido reflejada es constante. Sin embargo, la cantidad de ultrasonido que llega al transductor depende del ángulo, ya que el ángulo de incidencia es igual al de reflexión. El ángulo al que debe estar colocada una interfase para un retorno óptimo de los ultrasonidos es de 90°. Cuando la interfase entre 2 tejidos y el haz de ultrasonidos están alineados de forma paralela, los ultrasonidos reflejados apenas logran alcanzar el transductor y la imagen de los tejidos visualizados puede presentar falsos defectos (un ejemplo típico es la visualización del tabique interauricular en el plano apical de 4 cámaras).

4.3. Refracción

Las ondas de ultrasonido pueden cambiar su dirección al atravesar una interfase entre 2 tejidos con diferente impedancia acústica. Esto puede causar artefactos, siendo el más típico el artefacto de "doble imagen".

4.4. Atenuación

La atenuación es la pérdida de la fuerza de la señal de ultrasonido a medida que éste penetra en el organismo, debido a la transformación del ultrasonido en calor, a la reflexión y a la dispersión.

El grado de atenuación depende de:

- El tejido: El coeficiente de atenuación del aire es muy alto comparado con los tejidos blandos, de forma que la interposición de aire entre el transductor y la estructura a visualizar causa una gran atenuación de la señal. Esto se evita aplicando un gel entre el transductor y la piel que evite la interposición de aire, así como la utilización de "ventanas acústicas" que eviten la interposición del pulmón.
- La frecuencia del transductor: tal y como se ha indicado, los ultrasonidos de menor frecuencia penetran más profundamente en los tejidos.
- La intensidad del ultrasonido.
- La distancia desde el transductor: los efectos de la atenuación con la distancia se pueden atenuar usando diferentes ganancias a diferentes profundidades mediante un control denominado "compensación de ganancia-tiempo" o "TGC".

4.5. Resolución

La resolución espacial es la menor distancia a la que todavía somos capaces de distinguir 2 estructuras reflectoras adyacentes en una imagen de ultrasonidos. Existe una resolución de la imagen para cada una de las 3 dimensiones: resolución axial (a través de la longitud del haz de ultrasonidos), resolución lateral o azimutal (de lado a lado a través de la imagen bidimensional) y

resolución en el plano elevacional (es decir, el grosor del sector). De las 3, la resolución axial es la más precisa, por lo que las medidas deberían realizarse siguiendo la dirección del haz de ultrasonidos (con las interfases alineadas perpendicularmente al haz). La resolución axial depende de la frecuencia del transductor (a mayor frecuencia, mayor resolución axial). La resolución lateral disminuye con la profundidad de la estructura a visualizar y con la anchura del haz (cuanto más ancho, menor resolución lateral); una ganancia excesiva también disminuye la resolución lateral. La resolución en el plano elevacional se basa en que la imagen ecográfica incluye señales de todo el grosor del corte tomográfico, por lo que estructuras reflectoras que están en distinto plano dentro del volumen del corte del haz de ultrasonidos pueden aparecer superpuestas (artefacto de la anchura del haz).

La resolución temporal hace referencia al número de imágenes por segundo (o frame rate), y disminuye conforme aumenta la profundidad y la densidad de líneas de escaneo.

La resolución espacial, la resolución temporal y el tamaño del sector son 3 elementos cuya optimización implica el sacrificio de alguno de los otros 2 elementos (figura 1).

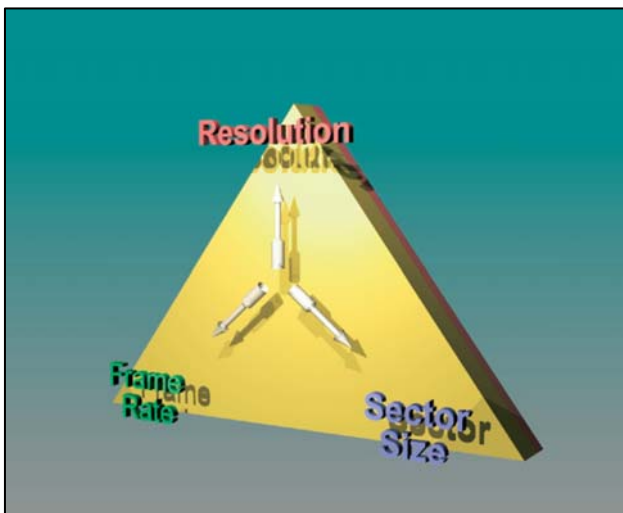


Figura 1. Limitación del triángulo ecocardiográfico: la optimización de la resolución espacial, la resolución temporal (frame rate) o el tamaño del sector conlleva el sacrificio de alguno de los otros 2 elementos.

5. Controles del ecocardiógrafo

La optimización de la imagen ecocardiográfica depende del cuidadoso ajuste de los controles del ecocardiógrafo. Los controles estándar disponibles en la mayoría de equipos de ultrasonidos incluyen:

- Potencia de salida: ajusta la energía emitida por el transductor.
- Ganancia: permite ajustar de forma uniforme la intensidad de todos los ecos representados en la imagen.
- Compensación de ganancia-tiempo (TGC): permite un ajuste de ganancia diferente a lo largo de la longitud del haz de ultrasonidos para compensar los efectos de la atenuación; en general, la ganancia del campo cercano debe ajustarse más baja e incrementarse gradualmente conforme aumenta la profundidad.
- Profundidad: el aumento de la profundidad permite aumentar el área de tejido visualizado, pero a costa de disminuir la frecuencia de repetición de pulsos y el frame rate. La profundidad máxima es de 24 cm.
- Rango dinámico (compresión): permite reducir el número de niveles de gris en la imagen (o rango dinámico) para dar lugar a una imagen con un contraste más marcado entre las zonas claras y las oscuras.
- Rechazo: elimina las señales que están por debajo de una amplitud determinada (elimina los niveles de grises que están por debajo del punto de corte seleccionado), lo que limpia la imagen de ruidos procedentes de reflectores sin interés diagnóstico.
- Foco: permite colimar el haz de ultrasonidos en una zona determinada, lo que permite obtener una mejor calidad de imagen en esa zona.

6. Artefactos en ecocardiografía bidimensional

Los artefactos incluyen la aparición de señales de ultrasonido extrañas que dan lugar a la aparición de imágenes de estructuras que no están realmente presentes (al menos en esa localización), defectos en la visualización de estructuras que sí están presentes, e imágenes de estructuras que difieren en tamaño o forma de su apariencia real. Los artefactos más importantes son los siguientes:

- *Calidad subóptima de la imagen:* se debe a una pobre penetración del ultrasonido en los tejidos debido a la interposición de tejidos con alta capacidad de atenuación (como el hueso o el pulmón) o a una distancia incrementada entre el transductor y la estructura a visualizar (p.ej, debido a un aumento del tejido adiposo). Puede mejorarse mediante el uso de imagen armónica.
- *Sombra acústica:* ocurre cuando una estructura con una marcada diferencia en impedancia acústica (p.ej, calcio) bloquea la transmisión de la onda de ultrasonido más allá de ese punto, y por tanto no hay señal que provenga de más allá de esa estructura.
- *Reverberaciones:* son artefactos generados por 2 fuertes reflectores paralelos, lo que da lugar a falsas imágenes lineales paralelas y densas más allá de la estructura que las genera. P. ej, en el plano paraesternal eje largo, una imagen linear en la raíz aórtica puede ser originada por una reverberación de estructuras anteriores como las costillas (es importante distinguirla de una disección).
- *Artefacto de anchura del haz:* aunque la imagen desplegada en la pantalla del ecocardiógrafo es bidimensional, representa un volumen en el que todos los elementos son desplegados en el mismo plano. En la zona focal, el volumen es bastante pequeño. Sin embargo, en el campo lejano, las estructuras reflectoras adyacentes pueden superponerse. Otro tipo de artefactos de anchura del haz son los artefactos laterales, que son debidos a la variación de la resolución lateral a diferentes profundidades. Así,

un objeto puntiforme aparecerá como lineal, pudiendo confundirse con estructuras anormales.

- *Doble imagen:* se debe a la refracción del haz de ultrasonidos al atravesar una estructura proximal a la estructura de interés, de modo que el ultrasonido es desviado de su camino recto. Cuando este haz refractado es reflejado al transductor por una interfase de tejido, el ecocardiógrafo asume que la señal reflejada se originó en la línea de escaneo del pulso transmitido y es desplegada en la imagen en una localización errónea (figura 2).

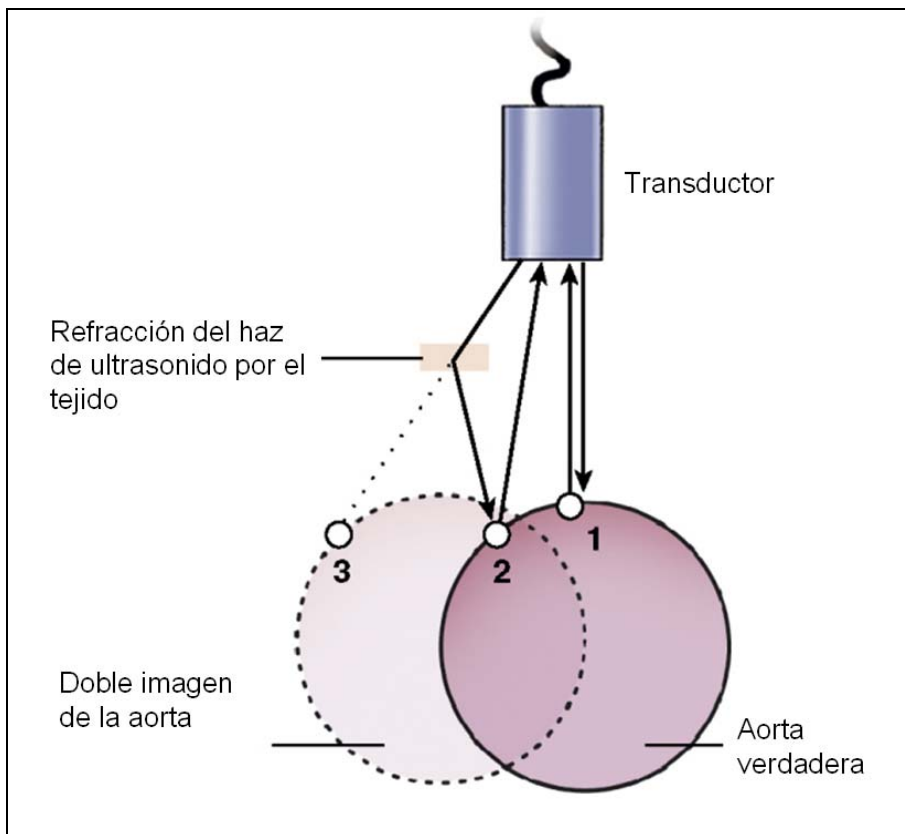


Figura 2. Artefacto de doble imagen (en este caso de la aorta en eje corto). Un pulso de ultrasonidos reflejado desde el punto 1 regresa al transductor y es mostrada en la posición correcta en la imagen. Otro pulso de ultrasonido es refractado por el tejido y reflejado al transductor desde el punto 2. sin embargo, esta señal reflejada es mostrada a lo largo de la línea de transmisión del ultrasonido (punto 3), porque este es el origen que se asume de la señal reflejada.

- *Ambigüedad de rango:* ocurre cuando las señales de eco de un pulso anterior alcanzan el transductor en el siguiente ciclo, lo que da lugar a que las estructuras profundas aparezcan más cerca del transductor de lo que realmente están. Otro tipo de ambigüedad de rango es la aparición de un segundo corazón aparente, más profundo que el corazón real.

7. Ecocardiografía Doppler

La ecocardiografía Doppler sirve para analizar el flujo de la sangre en el corazón y los vasos sanguíneos. Cuando un haz de ultrasonidos alcanza un objeto en movimiento, la frecuencia del haz reflejado es diferente a la del haz original: si el objeto se mueve hacia el transductor, la frecuencia observada será mayor que la frecuencia emitida originalmente, y viceversa. Esto es lo que se conoce como efecto Doppler (figura 3).

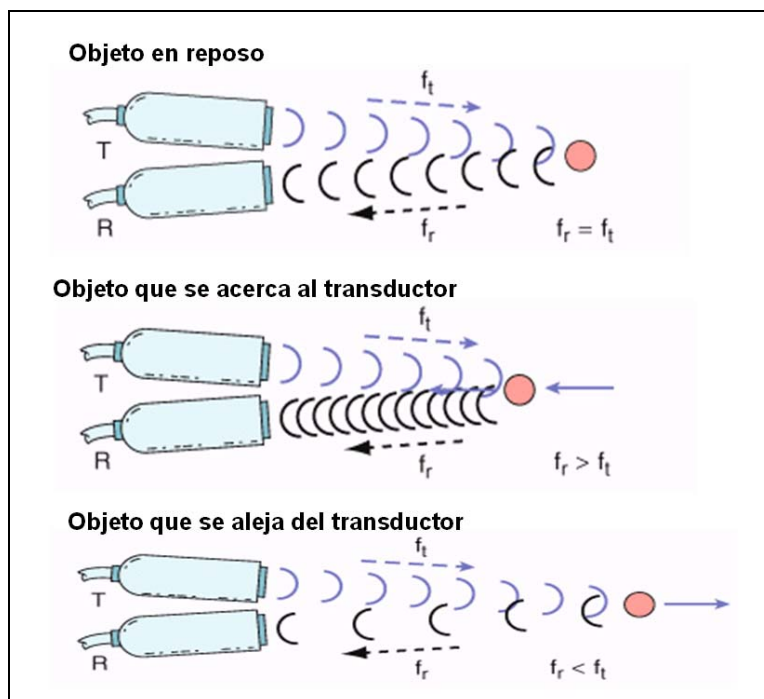


Figura 3. Efecto Doppler.

Este cambio en la frecuencia permite deducir la velocidad y la dirección de la sangre. Así, la velocidad de la sangre es directamente proporcional a la diferencia entre la frecuencia emitida por el transductor y la reflejada por la sangre, e inversamente proporcional al coseno del ángulo formado por la dirección de la sangre y el haz de ultrasonidos. El coseno de un ángulo de 0° o de 180° es 1, lo que permite eliminar este término de la fórmula. Dado que la estimación del ángulo puede asociarse a errores inaceptables, es fundamental alinear correctamente el haz de ultrasonidos con el flujo sanguíneo.

7.1. Doppler continuo y doppler pulsado

El doppler continuo utiliza 2 cristales piezoeléctricos, uno que transmite continuamente y otro que recibe continuamente la señal de ultrasonido. La señal recibida constará de múltiples frecuencias, cada una de una zona del trayecto, y no podremos saber de donde procede con exactitud la mayor frecuencia detectada, por lo que no podremos determinar el punto en el que se ha producido una aceleración inadecuada del flujo sanguíneo. Sin embargo, al registrar cualquier frecuencia, permite medir gradientes elevados.

El Doppler pulsado permite evaluar velocidades de flujo sanguíneo en un punto concreto del trayecto del haz de ultrasonidos. La zona explorada viene representada por el "volumen de muestra". El Doppler pulsado se basa en transmitir un pulso de ultrasonido en un momento y en recibir la señal reflejada por estos en otros. Este ciclo de transmisión-recepción se repite con un intervalo denominado "frecuencia de repetición de pulso". Dado que el Doppler pulsado escanea intermitentemente la señal que retorna al transductor, y dado que para que la frecuencia de una onda sea identificada correctamente necesita ser escaneada al menos 2 veces por ciclo, existe un límite máximo de velocidad que puede ser medido mediante Doppler pulsado sin ambigüedad, que se conoce como "límite de Nyquist" y que es la mitad de la frecuencia de repetición de pulso. El fenómeno de ambigüedad en la velocidad o dirección de la señal escaneada se conoce como "aliasing" (figura 4).

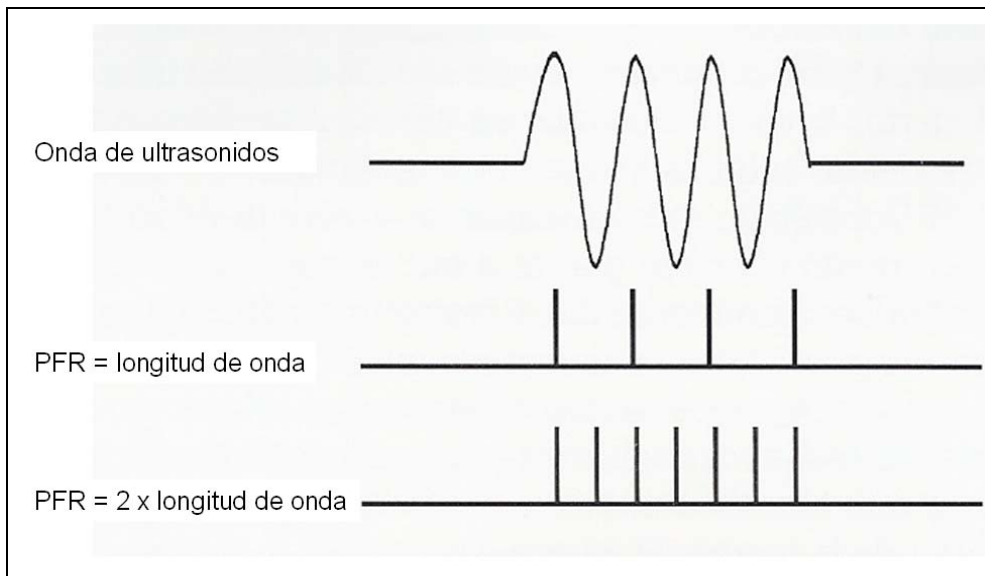


Figura 4. Si hacemos un muestreo con una frecuencia similar a la longitud de onda de la señal, no podremos conocer la morfología real de la onda. Debemos analizar la señal con una periodicidad al menos del doble que la frecuencia de la señal de ultrasonido (límite de Nyquist).

7.1.1. Controles del doppler continuo y pulsado

Los controles del doppler continuo y pulsado incluyen los siguientes:

- Potencia de salida
- Ganancia (grado de amplificación de las señales que retornan al transductor)
- Filtros de alto paso (eliminan las señales de baja frecuencia procedentes del movimiento del miocardio y de las válvulas)
- Línea de base (mueve el valor 0 hacia arriba o abajo de la pantalla)
- Rango de velocidad (aumenta o disminuye la escala de velocidad)
- Rango dinámico (comprime la señal en una escala de gris)
- Profundidad del volumen de muestra
- Tamaño del volumen de muestra

7.2. Doppler color

El doppler color se basa el Doppler pulsado (por lo que tiene sus mismas limitaciones a la hora de evaluar flujos de alta velocidad), aunque en lugar de un volumen de muestra se usan muchos. Las velocidades y la dirección del flujo se representan en una escala de color que muestra el flujo hacia el transductor en rojo y el flujo que se aleja del transductor en azul. Cuando se produce aliasing se representa como una mezcla de azul y rojo.

7.2.1. Controles del Doppler color

Los controles más importantes del Doppler color incluyen los siguientes:

- Escala: permite modificar la asignación de colores a la dirección y velocidad del flujo.
- Línea de base: permite modificar el umbral de velocidad a partir del cual se produce aliasing.
- Ganancia: debe ajustarse justo por debajo de la aparición de ruido de fondo.

7.2.2. Artefactos del doppler color

Los artefactos más comunes del doppler color son los siguientes:

- "Aliasing": imposibilidad de medir la velocidad máxima por superar el límite de Nyquist. Aparece como una mezcla de colores.
- Sombra: No existe señal Doppler detrás de reflectores potentes, como las prótesis.
- Flujos fantasmas: Aparición de destellos breves de color sobre zonas de tejido que no tiene flujo real en su interior.
- Ruido basal: Imágenes de color sobre el tejido, mantenidas, cuando la ganancia está muy alta.
- Ganancia baja: cuando está demasiado baja puede no detectarse flujo
- Ángulo no paralelo: Infravaloración de la velocidad en estudio.

8. Bibliografía

1. Armstrong WF, Ryan T. Feigenbaum's echocardiography. 7ª ed. 2010. Wolters Kluwer.
2. Otto CM. Textbook of clinical echocardiography. 4ª ed. 2009. Saunders Elsevier.
3. Rodríguez Padial L. Ecocardiografía. 2ª ed. 2006. Editcomplet.