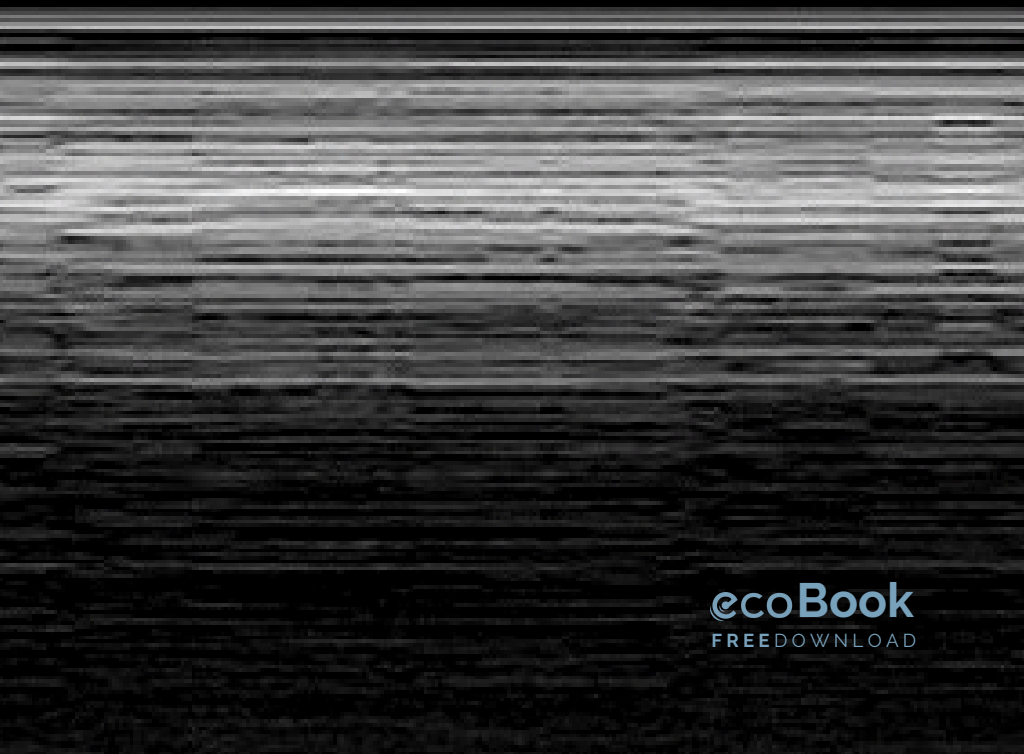
ECOCRITIC

Modelos Ecograficos y Doppler

Dra. María Serna Gandia
Dra. Monir Kabiri Sacramento



ecoBook
FREEDOWNLOAD

TABLA DE CONTENIDOS

Modos Ecográficos

Modo M *03*

Modo Bidimensiona *05*

Modo Tridimensional *06*

Modo Doppler *07*

Doppler Pulsado *13*

Doppler Continuo *16*

Doppler Color *18*

Doppler Tisular *22*

Aplicación del Doppler *24*

Estudio Cardiaco *25*

Lectura Recomendada *26*

Modos Ecográficos

Los ultrasonidos (US) son ondas mecánicas generadas a partir de la deformación de un cristal piezoeléctrico que se propagan a través de un medio.

Tras chocar con una estructura éstos son reflejados y analizados por un transductor creando una señal en una pantalla. Existen diferentes modos de aplicación de los US. Los ultrasonidos permiten obtener información estructural o bien hemocinética en función del modo que se utilice.

ECOCRITIC

1

MODO M

2

MODO BIDIMENSIONAL

3

MODO TRIDIMENSIONAL

4

MODO DOPPLER

CAPÍTULO UNO

MODO M

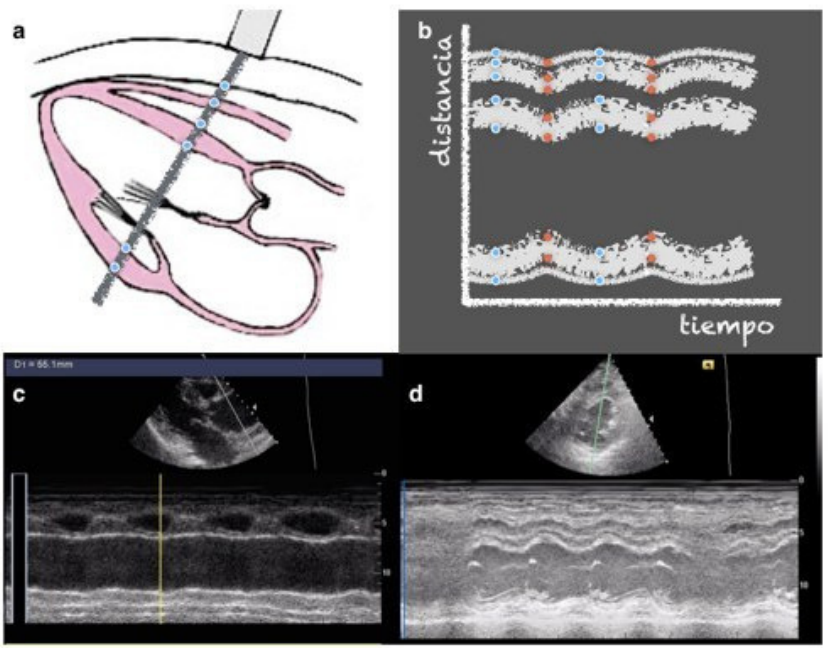
Es la primera modalidad de estudio que fue introducida a finales de la década de los sesenta. Actualmente ha sido superada por la ecografía bidimensional y el Doppler, pero ofrece información acerca de las características de las estructuras en movimiento.

Consiste en la emisión de un haz de US único, que atraviesa las distintas estructuras, generando ecos reflejados. El movimiento de las estructuras en el espacio se registra en una pantalla de forma continua, obteniendo así las características de movilidad de las zonas atravesadas por el ultrasonido. Fig 3.1.

Utilidad del Modo M:

Actualmente su uso es limitado, sirve fundamentalmente para medir cavidades y valorar la contractilidad miocárdica por el desplazamiento de las estructuras en función del tiempo.

Figura 3.1. Modo M



a) Esquema representación de los puntos de reflexión generados en el modo M al atravesar las estructuras cardiacas. b) Representación de los puntos de reflexión en función del tiempo. Dado que el corazón se contrae los puntos modifican su posición representando los puntos rojos la sístole y los azules la diástole. c) Plano PEL. Medición de la raíz aórtica dilatada (55,1mm). d) Modo M sobre el VI en un corte PET que muestra la contractilidad normal del ventrículo.

CAPÍTULO DOS

MODO BIDIMENSIONAL

Al contrario que en el modo M, la emisión de los ultrasonidos no la realiza un solo cristal sino que son numerosos cristales alineados los que permiten emitir un haz de ultrasonidos que genera grandes sectores de corte de las estructuras, obteniendo así una imagen bidimensional de los órganos que se quieren estudiar.

CAPÍTULO TRES

MODO TRIDIMENSIONAL

Ofrece una visualización tridimensional de las estructuras cardiacas.

CAPÍTULO CUATRO

MODO DOPPLER

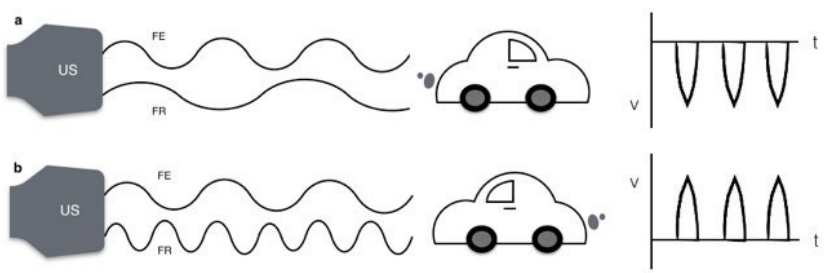
La aplicación del efecto doppler en la ecografía cardiaca permite medir la velocidad de la sangre y de los tejidos.

El efecto doppler consiste en el cambio de frecuencia que se produce en la recepción de las ondas de ultrasonidos (US) cuando éstas son emitidas por una fuente generadora fija y son reflejadas por un objeto que se encuentra en movimiento. Un ejemplo clásico sería el del sonido de una sirena, que cambia de entonación según se acerca y se aleja.

El cambio de frecuencia del sonido del objeto en movimiento es lo que se conoce como "variación doppler" y es lo que permite estimar la velocidad del objeto (en este caso, la sangre o el tejido miocárdico) respecto al receptor (el transductor).

Si ambos objetos se encuentran en reposo, la frecuencia emitida es igual a la frecuencia de recepción. Si el objeto en movimiento se acerca al receptor, las ondas son levemente comprimidas y la frecuencia de recepción es mayor que la emitida. Cuando el objeto se aleja del receptor, las ondas se expanden levemente siendo la frecuencia de recepción menor.Por este motivo, cuando una ambulancia (objeto en movimiento) se acerca hacia el observador (objeto fijo) su sonido se percibe como agudo, mientras que al alejarse es gradualmente más grave. Fig 3.2.

Figura 3.2. Efecto Doppler.



a) Cuando el objeto en movimiento se aleja del transductor, la onda reflejada se expande (FE>FR). En la gráfica, el doppler espectral se representa como una deflexión negativa. b) Cuando el objeto se acerca del transductor, la onda reflejada se contrae (FE<FR). En la gráfica, el doppler espectral se representa como una deflexión positiva.

A esta diferencia en la frecuencia del sonido en función del movimiento del objeto se denomina desviación doppler. La desviación doppler queda definida por la ecuación doppler Fig 3.3:

Figura 3.3. Ecuación Doppler.

$$V = \frac{(FE - FR) \cdot C}{(2\ FE \cdot \cos \theta)}$$

FE, frecuencia de emisión; FR, frecuencia de recepción; V, velocidad del objeto interrogado; θ, ángulo entre el haz de US y el objeto interrogado; C, velocidad de transmisión del sonido en los tejidos.

Según la fórmula de Doppler, el ángulo entre el haz de US y la dirección del objeto interrogado condiciona que ambos deban estar lo más alineados posible. Si se encuentran paralelos (ángulo doppler 0), el cos 0° es igual a 1, por lo que se obtiene una medida exacta. Cualquier ángulo mayor que cero, supondrá un error en la medición, no siendo posible medir la velocidad del objeto en movimiento cuando el ángulo entre ambos seade 90° (haz de US y objeto interrogado perpendiculares, ya que cos 90 = 0). El menor ángulo permitido en la práctica es de 20° (cos 20° = 0.94) ya que supone un error de la medición tan solo del 6%. Fig 3.4.

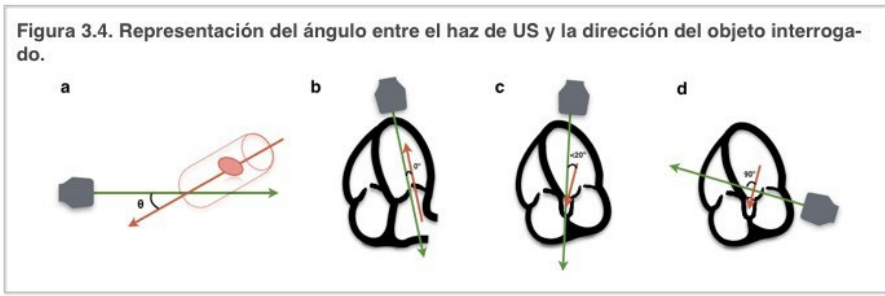


Figura 3.4. Representación del ángulo entre el haz de US y la dirección del objeto interrogado.

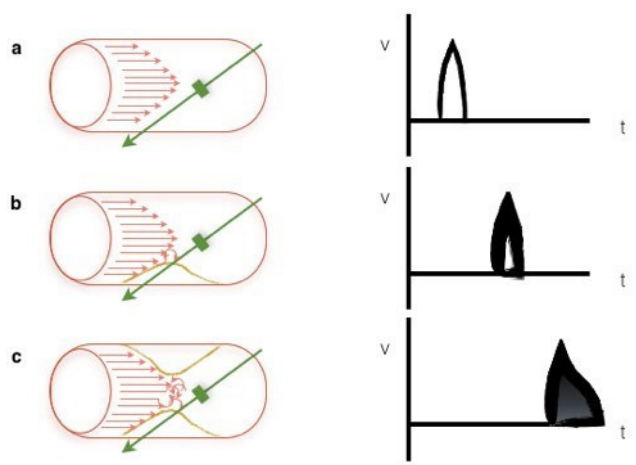
La aplicación del efecto doppler en ecografía permite valorar cualitativa y cuantitativamente los flujos sanguíneos, determinando su dirección y velocidad. Dado que en el corazón no solo se mueve la sangre, sino que también se mueven los tejidos, se puede también medir la velocidad de las fibras del miocardio mediante el doppler.

La representación gráfica del mapa de velocidades del objeto interrogado respecto al tiempo se conoce como doppler espectral. En la señal de audio, el volumen representa la intensidad de la señal y la frecuencia del sonido corresponde a la velocidad del objeto. En base a esto se puede obtener información acerca de la dirección del flujo, su uniformidad y su velocidad.

El espectro se representará como una deflexión positiva cuando el objeto se acerca hacia el transductor y como negativa cuando se aleja del mismo, lo que permite conocer la dirección del objeto y así estudiar flujos cardiacos. Fig 3.2.

La línea doppler es una representación del haz de US presentada sobre la imagen bidimensional que se debe situar sobre la zona a explorar para conseguir la mejor alineación posible entre el haz y el objeto. Según las características del flujo y la representación de su espectro, se puede saber si el flujo es laminar o turbulento. Cuando la velocidad del objeto interrogado es uniforme (flujo laminar) se obtiene un espectro fino de frecuencias; sin embargo, cuando el flujo que se mide tiene distintas velocidades (flujo turbulento), el espectro obtenido es más heterogéneo y ancho. Fig 3.5.

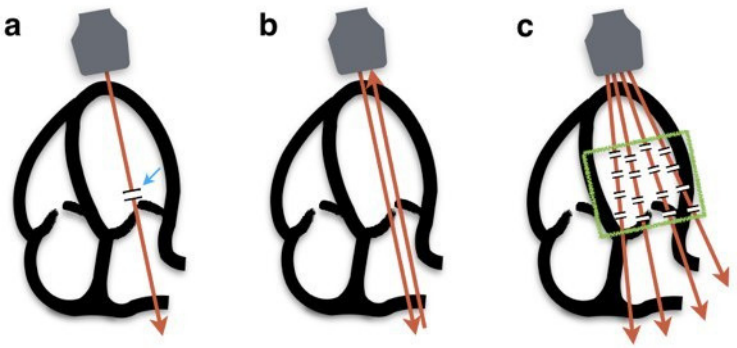
Figura 3.5. Flujo laminar y turbulento en el torrente sanguíneo.



a) La imagen de la izquierda muestra una velocidad de la sangre uniforme (flujo laminar) por lo que se obtiene un espectro fino de frecuencias (imagen de la izquierda). b) Cuando aparece una alteración en el vaso, la velocidad de la sangre varía proporcionando un espectro heterogéneo que empeora cuando el flujo se hace turbulento por una estenosis como se muestra en la imagen c.

Existen dos tipos de doppler espectral: doppler pulsado y doppler continuo Fig 3.6.

Figura 3.6. Tipos de Doppler.

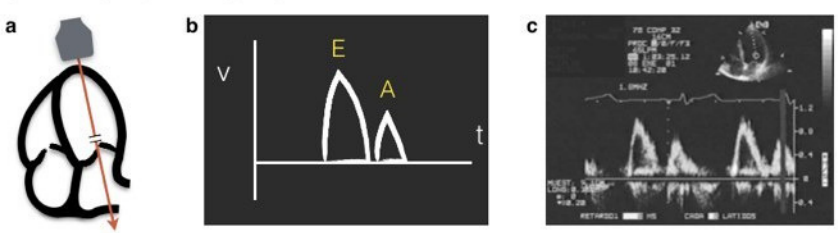


a) Doppler pulsado. La flecha azul señala el volumen de muestra. b) Doppler continuo. c) Doppler color. El cuadrado verde muestra la caja de color.

Doppler Pulsado

Consiste en que el transductor emplea un único cristal que actúa como emisor y receptor del pulso de ecos. Dicho cristal emite un pulso de ultrasonidos y después de un determinado tiempo, equivalente a la profundidad del punto de medición, lo recibe y lo analiza. El punto donde se realizala medición es el volumen de muestra. De esta manera, se puede conocer la velocidad del flujo en el punto de la línea donde se sitúa el volumen de muestra. Esto condiciona una de las características del doppler pulsado, que es la resolución de rango, donde el espectro queda representado por un borde brillante con un interior negro, lo que se traduce en velocidades homogéneas por unidad de tiempo procedentes de un mismo punto Fig 3.7.

Figura 3.7. Ejemplo de Doppler pulsado.



El flujo mitral, al ser laminar en condiciones normales, se representa como dos ondas positivas (se acerca al transductor) con un borde brillante fino.

Limitaciones del doppler pulsado:

La principal limitación es la incapacidad para medir velocidades altas, y esto es debido a varios fenómenos. En primer lugar, dado que la frecuencia de repetición de pulsos (FRP) depende del tiempo que tarda en recibir el eco reflejado, a mayor profundidad del volumen de muestra menor es la frecuencia de emisión que puede transmitir el doppler. Esto significa que la velocidad máxima que puede detectar viene determinada por la profundidad a la que se sitúe el volumen de muestra.

Por otro lado, la señal del doppler pulsado se satura cuando se supera la velocidad máxima que es capaz de medir con exactitud para cada frecuencia de repetición de pulsos. Esta velocidad máxima se denomina Límite de Nyquist. Cuando se supera esta velocidad máxima se produce el fenómeno de Aliasing.

El fenómeno de Aliasing tiene lugar cuando un fenómeno cíclico (emisión de ultrasonidos a una frecuencia determinada) se observa de forma también cíclica (frecuencia de recepción de pulsos). Se sabe que a mayor frecuencia de recepción de pulsos, mayor será la velocidad máxima que se puede detectar. Cuando la velocidad del flujo que se quiere medir es mayor que la frecuencia de recepción de pulsos, el sistema se satura y aporta información errónea. Es decir, cuanto mayor es la velocidad de un objeto, más veces hay que mirarlo para detectar dicho movimiento y determinar correctamente su velocidad. Si la frecuencia con que se mira

es demasiado baja se detectaráerróneamente que la velocidad del objeto es más lenta de lo que realmente es. Así, cuando la velocidad sobrepasa el límite de Nyquist, el sistema la muestra como velocidades erróneamente invertidas, más lentas de lo que son. Para poder detectar correctamente la velocidad de un objeto, la frecuencia de muestreo debe ser al menos dos veces la frecuencia de emisión.

Por tanto, el fenómeno de aliasing se puede disminuir reduciendo la profundidad a la que se sitúa el volumen de muestra, lo que aumenta la frecuencia de repetición de pulsos, pero también modificando la posición de la línea de base.

En resumen, el doppler pulsado es un método útil para determinar la velocidad de flujos que permite la localización espacial, pero limitado para velocidades altas.

Utilidad del doppler pulsado:

Dado que la mayoría de las velocidades de los flujos intracardiacos son bajas (1-1,2 m/seg), se puedenestudiar mediante doppler pulsado. Se emplea, entre otras cosas, para valorar el flujo mitral y determinar la función diastólica del VI, calcular el volumen sistólico, cuantificar flujos patológicos transvalvulares o en la evaluación de flujos anómalos (cortocircuitos, comunicaciones entre cavidades).

Doppler Continuo

El transductor emite y recibe de forma simultánea. Dentro del transductor, un cristal actúa como emisor y otro como receptor. La emisión continua de ultrasonidos determina las características del doppler continuo:

- No presenta limitación de frecuencia de repetición de pulsos y por tanto no tiene límite para la detección de velocidades, permitiendo registrar altas velocidades incluso superiores a 6 m/s.

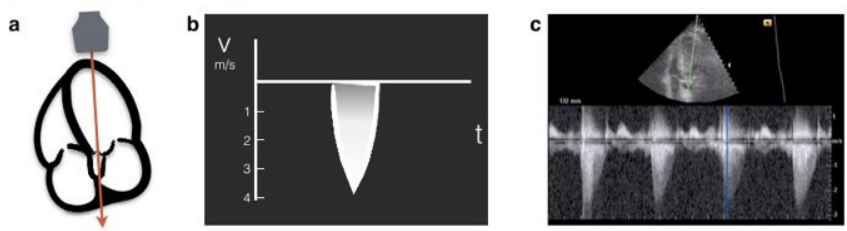
- No tiene resolución de rango, registrando las velocidades en todo el haz de ultrasonidos y no en un punto específico a diferencia del doppler pulsado, por lo que no tiene localización espacial.

- La representación del espectro del doppler continuo es brillante tanto en el borde como en su interior, lo que significa que se detectan todos los rangos de velocidades presentes a lo largo de todo el haz de ultrasonidos.

Utilidad del doppler espectral continuo:

Esta modalidad permite detectar velocidades altas, como las que se producen a través de orificios estenóticos y evaluar las insuficiencias valvulares. Sin embargo, no permite diferenciar flujos cercanos y lejanos, por lo que no se puede determinar el punto exacto al que se producen lasvelocidades elevadas. Fig 3.8.

Figura 3.8. Ejemplo de Doppler continuo.

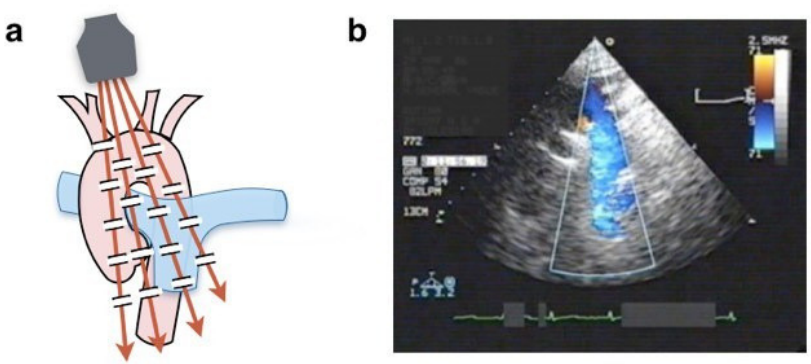


Cuando hay una estenosis aórtica, el flujo se acelera y se vuelve turbulento mostrando una deflexión negativa (se aleja del transductor) con un espectro brillante tanto en el borde como en su interior. Nótese en la escala, que es capaz de analizar velocidades elevadas.

Doppler Color

Estrictamente hablando, se trata de un doppler pulsado en el que se representa un mapa de velocidades medias codificadas en color, superpuesto a la imagen bidimensional, permitiendo relacionar el flujo sanguíneo con la anatomía cardiaca. Utiliza múltiples volúmenes de muestra en múltiples líneas de un área anatómica determinada, asignando un color a las diferentes velocidades obtenidas. Se crea así un mapa de color que aporta información acerca de la localización y dirección de los flujos intracardiacos, su velocidad y su naturaleza (laminar o turbulento). Fig 3.9.

Figura 3.9. Doppler color a nivel del cayado aórtico en la ventana supraesternal.



Como el flujo se aleja del transductor y es laminar, se ve de color azul.

Es un modo rápido de localizar los flujos que se puede emplear como primera aproximación para el estudio con doppler espectral.

El mapa de color que se obtiene va a depender de varios factores, como el tamaño de la caja de color, la calibración de la máquina de US, la velocidad, dirección, sentido y patrón del flujo y el aliasing presente por tratarse de un doppler pulsado.

Caja de color. El área que se explora mediante doppler color recibe el nombre de "caja de color". Ésta debe ser del tamaño suficiente para explorar aquella región de interés, pero no debe abarcar la totalidad de la imagen, ya que una caja de color demasiado grande disminuye la resolución temporal del estudio y aumenta el aliasing.

Características del flujo. Los flujos se representan mediante colores, cuya escala se corresponde con una escala de velocidades centrada en una línea de base. De esta manera, observando el mapa de color se puede conocer las siguientes características del flujo:

- **Dirección del flujo.** Los flujos que se acercan al transductor se representan mediante colores por encima de la línea de base; los que se alejan, por debajo de la misma.Velocidad del flujo.Cada color corresponde a una velocidad, quedando los flujos de menor velocidad representados por colores más cercanos a la línea de base y los de alta velocidad, al final de la misma. Habitualmente, la escala se

activa automáticamente a su límite máximo, entre 60 y 70 cm/seg. Una escala alta excluye los flujos de baja velocidad. La escala de color se puede ajustar para detectar flujos de baja velocidad, disminuyendo el límite de la misma, pero aparecerá aliasing a velocidades menores que con la escala alta.

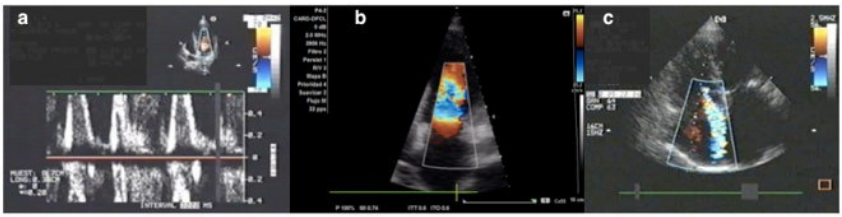
- **Sentido del flujo.** Por convención, los flujos que se acercan al transductor se representan en rojo y los que se alejan en azul.

- **Patrón del flujo.** La homogeneidad del mapa de color nos indica que se trata de un flujo laminar, mientras que la presencia de un patrón heterogéneo en forma de mosaico, con todo el espectro de la escala de color sugiere un flujo turbulento. La varianza se representa por la aparición del color verde, indicando una mayor dispersión de las velocidades respecto a la velocidad media y por tanto, un flujo turbulento.

Aliasing. Al tratarse de un doppler pulsado, el doppler color puede sufrir aliasing, que se representa como un mosaico de colores. Así, cuando la velocidad del flujo que se mide sobrepasa el límite de Nyquist, el sistema lo representa como múltiples velocidades en múltiples direcciones. La zona donde se inicia el aliasing representa una zona de flujo de velocidad máxima (linea blanca) conocida como el límite de Nyquist, a partir del cual las velocidades más altas aparecen con colores invertidos.

Para disminuir el aliasing en el doppler color se puede reducir el tamaño de la caja de color, aumentar la escala (detectando velocidades más altas a costa de excluir los flujos de baja velocidad), disminuir la frecuencia de US (a menor frecuencia, mayor velocidad detectada) o modificar la línea de base. 3.10

Figura 3.10. Aliasing.



a) Aliasing en el doppler pulsado. La onda se recorta en la parte superior. En este caso, basta con bajar la linea de base para evitarlo. b) Cuando la velocidad supera el límite de Nyquist, se termina la escala y el flujo cambia de color adquiriendo el color de la parte inferior de la escala de colores, en este caso azul. La zona azul debería ser roja. c) Cuando se supera exageradamente el límite de Nyquist, aparece un mosaico representativo del flujo turbulento, que en este caso corresponde a una insuficiencia tricuspídea.

Doppler Tisular

Se trata de una forma de doppler pulsado que en lugar de medir la velocidad de la sangre, mide la velocidad de los tejidos miocárdicos por medio del análisis de las ondas que reflejan. Registra las velocidades de desplazamiento miocárdico durante el ciclo cardíaco.

Se caracteriza por ser una señal doppler de muy baja velocidad, entre 1 y 20 cm/seg, por lo que habrá que aumentar la escala de velocidad y dar ganancia a la imagen. Hay que recordar que se trata de un tipo de doppler, por lo que es importante tener en cuenta el ángulo de intersección entre el haz de ultrasonidos y la dirección de movimiento del tejido a medir.

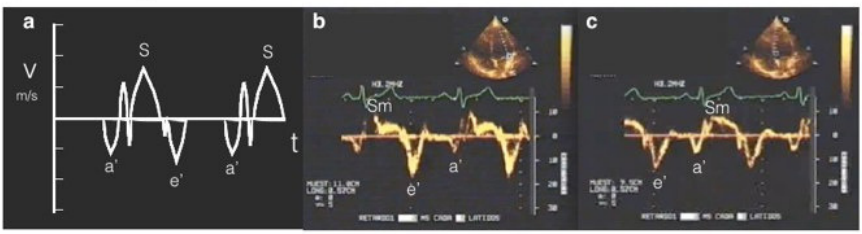
Utilidad del doppler tisular

En un plano apical de cuatro cámaras, situando el volumen de muestra a nivel del anillo mitral y tricuspídeo, se puede evaluar tanto la función sistólica como la diastólica del ventrículo izquierdo así como la función sistólica del ventrículo derecho.

Se obtieneuna onda de doppler espectralque representa el movimiento de las fibras longitudinales delmiocardio a nivel del anillo mitral (bien en el la región lateralo septal) o

tricuspídeo. Dicha onda estará formada por tres componentes, uno sistólico anterógrado (correspondiente al ascenso del anillo valvular hacia el ápex cardiaco en la sístole) y dos ondas retrógradas diastólicas. Fig 3.11

Figura 3.11. Doppler tisular (DTI).



a) DTI. S velocidad máxima de la onda sistólica; Ondas diastólicas e' del llenado pasivo y a', correspondiente a la contracción auricular. b) DTI a nivel del anillo mitral. c) DTI a nivel del septo basal.

A nivel del anillo mitral este espectro retrógrado es equiparable al patrón doppler de llenado mitral, con una onda E y una onda A. La proporción entre estos valores y los obtenidos del flujo mitral permiten estimar la presión capilar pulmonar.

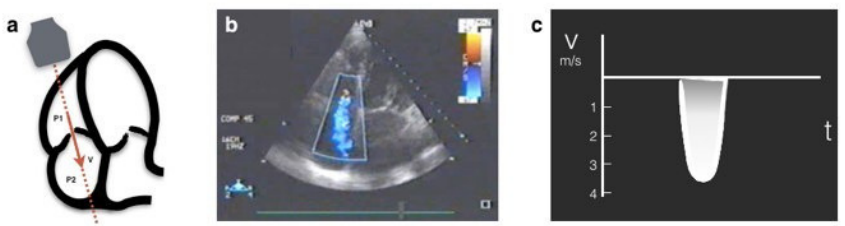
A nivel del anillo tricuspídeo, la onda sistólica es un parámetro de función ventricular derecha.

Aplicacion del Doppler

Principio de Bernouilli

A partir de la ecuación de doppler, se pueden obtener las velocidades de la sangre en diferentes puntos de las cavidades cardiacas. Cuando aparece una alteración valvular (estenosis o insuficiencia) el parámetro de velocidad se va a ver alterado. Aplicando el teorema de Bernouilli simplificado (P1-P2 = 4V2) se puede conocer el gradiente de presiones entre dos cavidades a partir de la velocidad del flujo a la salida de la válvula que las comunica Fig 3.12.

Figura 3.12. Aplicación del Doppler.



Mediante la velocidad máxima de la insuficiencia tricuspídea (IT) se puede calcular la presión arterial pulmonar sistólica (PAPS) al aplicar el Teorema de Bernouilli. La P1 es la presión en el VD, que equivale a la PAPS y la P2 representa la presión en la AD que es igual a la PVC. En un paciente con una PVC de 10mm de Hg, sabiendo que la Vmáx de la IT es 3,5 m/s, la PAPS = 4(3,5)2+10 = 59mm de Hg.

Estudio Cardíaco

Utilidad del doppler en el estudio cardiaco

Gracias al doppler se puede estudiar:

- Velocidades máximas y medias de los flujos transvalvulares
- Tiempos: tiempos de llenado, de contracción o relajación isovolumétrica, tiempo de deceleración del llenado mitral, tiempo de hemipresión, entre otros
- Distancias a partir de trazados de la línea de doppler, útil para realizar la integral velocidad tiempo y estimar volúmenes
- Gradientes máximos y medios, obtenidos a partir del principio de Bernouilli, que permite estimar un gradiente de presión a partir de una velocidad medida mediante doppler

Con todo ello se puede:

- Calcular el área valvular en caso de estenosis
- Cuantificar las insuficiencias
- Estimar presiones intracavitarias
- Estimar volúmenes para cálculos hemodinámicos

LECTURA RECOMENDADA

http://anestesiar.org/2016/conocimientos-basicos-en-ecografia-el-odioso-doppler/

https://www.youtube.com/watch?v=fI0SwkHF_LI

ecoBook
FREEDOWNLOAD

ECOCRITIC

SOCIEDAD ESPAÑOLA DE ECOGRAFÍA EN CRITICO

Gracias

WWW.ECOCRITIC.ES