

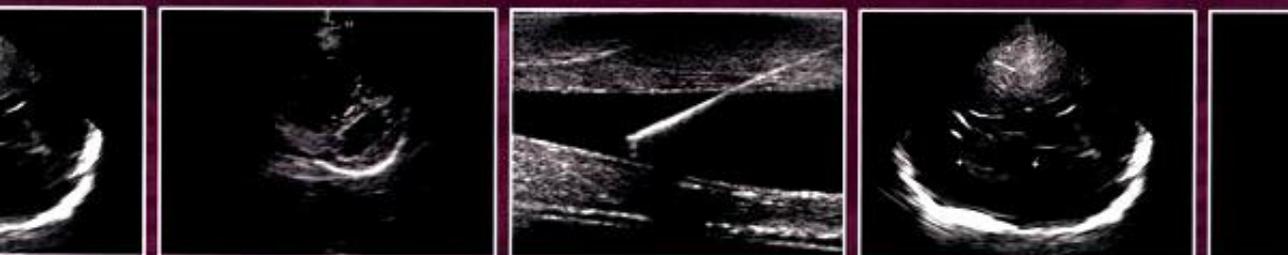


Incluye
**CONTENIDO
DIGITAL**

ECOGRAFÍA

en el enfermo crítico

2.^a edición



Pablo Blanco

Ecografía en el enfermo crítico

2.ª edición

Pablo Blanco

Médico generalista e intensivista

Diagnóstico y monitoreo ecográfico en el enfermo adulto crítico, Unidad de Cuidados Intensivos, Clínica Cruz Azul, Necochea, Provincia de Buenos Aires, Argentina

Monitoreo ecográfico y certificación del diagnóstico de paro circulatorio cerebral por Doppler transcraneal del potencial donante. Centro Único Coordinador de Ablación e Implante Provincia de Buenos Aires (CUCAIBA), sede Necochea, Provincia de Buenos Aires, Argentina

Ecodiagnóstico, Necochea, Provincia de Buenos Aires, Argentina

Múltiples publicaciones sobre ecografía en pacientes críticos en revistas de primera línea a nivel mundial, incluidas Intensive Care Medicine, Medicina Intensiva, Journal of Ultrasound in Medicine, Critical Ultrasound Journal, entre otras



ELSEVIER



ELSEVIER

Avda. Josep Tarradellas, 20-30, 1.º 08029 Barcelona, España

Ecografía en el enfermo crítico, 2.ª ed., de Pablo Blanco

© 2021, Elsevier España, S.L.U

ISBN: 978-84-9113-508-1

eISBN: 978-84-9113-776-4

Todos los derechos reservados.

Reserva de derechos de libros

Cualquier forma de reproducción, distribución, comunicación pública o transformación de esta obra solo puede ser realizada con la autorización de sus titulares, salvo excepción prevista por la ley. Diríjase a CEDRO (Centro Español de Derechos Reprográficos) si necesita fotocopiar o escanear algún fragmento de esta obra (www.conlicencia.com; 91 702 19 70/93 272 04 45).

Advertencia

La medicina es un área en constante evolución. Aunque deben seguirse unas precauciones de seguridad estándar, a medida que aumenten nuestros conocimientos gracias a la investigación básica y clínica habrá que introducir cambios en los tratamientos y en los fármacos. En consecuencia, se recomienda a los lectores que analicen los últimos datos aportados por los fabricantes sobre cada fármaco para comprobar la dosis recomendada, la vía y duración de la administración y las contraindicaciones. Es responsabilidad ineludible del médico determinar la dosis y el tratamiento más indicado para cada paciente en función de su experiencia y del conocimiento de cada caso concreto. Ni los editores ni los directores asumen responsabilidad alguna por los daños que pudieran generarse a personas o propiedades como consecuencia del contenido de esta obra.

Servicios editoriales: DRK edición

Depósito legal: B.14.854-2020

Impreso en Polonia

Prefacio a la primera edición

Los inicios, como suele suceder en la mayoría de ellos, no han sido fáciles. Años atrás han quedado la mirada de reojo del cardiólogo y las actitudes de personas de otros servicios «poniendo peros» para trasladar y utilizar el equipo de ecografía, de los especialistas sintiéndose usurpados en sus competencias, y de otros profesionales, incluso compañeros, incrédulos.

En algún lugar a lo largo del camino había una mejor forma de hacer las cosas, más objetiva y segura para todos. Por suerte, hubo pioneros enseñando el camino, personajes ilustres de la ecografía en la emergencia y en los enfermos críticos, llámense Lichtestein, Volpicelli o Blaivas, por nombrar algunos. Ellos muestran y demuestran cómo hacer de la ecografía un método esencial para la asistencia de los pacientes, tanto desde el punto de vista diagnóstico como de seguimiento y guía para el intervencionismo en algunos casos.

El objetivo de este libro, queridos lectores, dada su modalidad híbrida entre el papel y lo interactivo y multimedia, es acortar la brecha entre la lectura y la práctica, brindando al lector un importante número de herramientas simples de animación, vídeos y figuras de la práctica de todos los días (similares a las que encontrarán en su quehacer diario), y el análisis racional de tales hallazgos para aplicarlos correctamente junto a la cama del paciente. Esta manera de presentación del material brinda un entrenamiento cognitivo difícil de alcanzar con los métodos tradicionales de presentación de los libros.

Esperando que les sea de utilidad y les sirva de punto de inflexión para cambiar el paradigma «ciego» de hacer las cosas por un paradigma «objetivo y seguro», les saludo cordialmente.

El autor

Prefacio a la segunda edición

La primera edición, de contenido fundamentalmente práctico, trajo consigo una visión distinta de la enseñanza de la ecografía, en la que el material multimedia es el rasgo principal de la obra y los conceptos teóricos son más bien prácticos.

En esta segunda edición, la apuesta es básicamente la misma: conceptos prácticos, de aplicación «clínica» e integrada dentro del contexto del enfermo, con un soporte educativo esencial dado por un extenso y actualizado material multimedia.

Dicho esto, hay que hacer unos breves comentarios que justifican el carácter de esta edición.

Uno de los problemas más evidentes en los médicos en formación es el concepto equivocado de «medir» antes que «mirar», de intentar obtener «algo rebuscado y poco reproducible», y no ponderar lo básico, esencial y a menudo suficiente en la evaluación ecográfica del enfermo crítico. La ecografía crítica no tiende a ser «exhaustiva», sino más bien focalizada y básica; la ecografía crítica es «clínica», pero aplicada al paciente crítico, y su objeto principal y que siempre debemos recordar es «mejorar el cuidado del enfermo crítico», no hacernos maestros ni mentores de una ecografía vacía, aislada y no correlacionable con el contexto del paciente. Por ello, en esta segunda edición se hace hincapié en lo básico y se señala repetidamente que este es el pilar de la ecografía crítica, más allá de que consten algunas mediciones y conceptos teóricos, útiles «a veces», pero a menudo no indispensables.

Como en la primera edición, esperando que les sea de utilidad y les sirva de punto de inflexión para cambiar el paradigma «ciego» de trabajo por un paradigma «objetivo y seguro», les saludo cordialmente.

El autor

Reconocimientos y agradecimientos

A la Sra. Ana Martín y al Sr. Joan Juan, y en conjunto a Elsevier España, por la confianza depositada desde los comienzos del proyecto.

A mi «vieja» Marta y a mis hermanos Gus, Vero y Willy.

A mi esposa Rita y a mi hija Lisa, pilares repetidos y fundamentales para la creación de esta nueva edición.

A la médica intensivista Gabriela Bello y en conjunto al Cuerpo de Terapia Intensiva del Hospital Central de las Fuerzas Armadas de Montevideo, Uruguay.

En similar tenor, al médico intensivista Gustavo Chaparro, del Instituto Médico Platense, de La Plata, Argentina. Algunas imágenes y vídeos de esta nueva edición se obtuvieron durante los días de *hands-on* realizados en el año 2018 en dichas unidades de cuidados críticos. Muchas gracias, por todo.

Por último, una repetida y necesaria dedicación especial para Alfredo, mi querido «viejo». Estoy seguro de que estarás nuevamente orgulloso, inflando el pecho.

El autor

Generalidades de ecografía en el enfermo crítico

En este capítulo se abordan temas esenciales de ecografía aplicada al enfermo crítico, desde aspectos de la física de los ultrasonidos, equipos de ecografía, modos de formación de las imágenes, instrumentación y artefactos, hasta puntos poco considerados, pero no menos importantes, como la desinfección del equipo y la seguridad de la ecografía.

Sonido: definición y propiedades

El sonido es una onda mecánica que necesita un medio para propagarse. Posee propiedades que se mencionan a continuación (fig. 1-1 y animación 1-1).

Animación 1-1

Onda mecánica (sonido). Nótese que, a frecuencias altas, la distancia (c) recorrida por la onda es menor, perdiendo en penetración. Por el contrario, a frecuencias bajas, la distancia que recorre la onda hasta completar su ciclo es más larga, lo que permite ganar en penetración. Por otro lado, la amplitud, una propiedad independiente del sonido, no sufre variaciones con los cambios de frecuencia. Como concepto para la práctica, debe recordarse que a medida que se gana en penetración se pierde en resolución, y viceversa, mientras se pierde en penetración, se gana en resolución (v. más adelante). Los cambios en la amplitud podrán manejarse con la potencia de salida (*power output*) y principalmente con el manejo de las ganancias (v. más adelante).

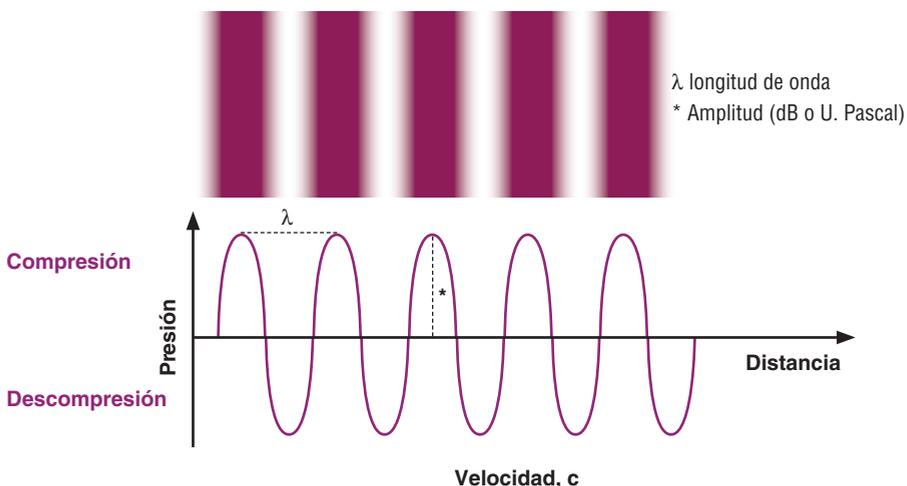


Figura 1-1 Onda mecánica (sonido). Componentes de frecuencia (inversamente proporcional a la longitud de onda, λ). *: amplitud o intensidad, medida en decibelios o Unidades Pascal; c: velocidad de propagación, constante en tejidos blandos, de 1.540 m/s.

Onda de presión: el sonido, al contactar con el medio, altera su arquitectura generando compresión (deflexión positiva) y descompresión molecular (deflexión negativa).

Longitud de onda: es la distancia entre dos picos (o valles) de una onda de presión. Se mide en milímetros. Es inversamente proporcional a la frecuencia.

Frecuencia: es la cantidad de veces que la onda sonora completa su ciclo en un segundo. Se mide en ciclos por segundo o Hertzios (Hz). Es inversamente proporcional a la longitud de onda.

Amplitud: es la altura o intensidad de una onda de presión. Se mide en decibelios (dB) o unidades Pascal. Debe comprenderse que la amplitud es un concepto distinto de la frecuencia.

Velocidad de propagación: es dependiente del medio o interfase a atravesar por los sonidos.

Medio de propagación: se refiere a la disposición de las moléculas, ordenadas con algún grado de compresión entre sí.

Los conceptos de frecuencia y amplitud son de utilidad en la práctica de todos los días, ya que los transductores se eligen de acuerdo a su frecuencia en función de la profundidad a explorar, haciendo un balance entre penetración y resolución, y porque los ultrasonidos, al atravesar los distintos medios, van perdiendo intensidad o amplitud, o lo que es lo mismo, se atenúan progresivamente, y saber esto permite utilizar mecanismos disponibles en los equipos, con el objetivo de «compensar» esa pérdida de ecos y mejorar el rédito en la obtención de imágenes.

Sonidos audibles y sonidos no audibles

El sonido puede dividirse en audible y no audible para el oído humano. El sonido audible se encuentra en el rango de los 20-20.000 Hz, mientras que los sonidos no audibles se hallan fuera de estos rangos de frecuencias. Los sonidos no audibles menores de 20 Hz se denominan *infrasónicos*, y los que se encuentran por encima de los 20.000 Hz son llamados *ultrasonidos*. De estos últimos, los utilizados en ecografía diagnóstica se encuentran en el rango de 1-20 MHz (M de mega = millón).

En el reino animal, el murciélago es el ejemplo más conocido del uso de ultrasonidos y ecos (los ecos son sonidos que se reflejan y vuelven a su emisor). Al no poseer un gran desarrollo de su sistema visual, el murciélago emite ondas de ultrasonidos que rebotan en las distintas estructuras y, al recibirlas, le dan una indicación de la existencia de estas y de la distancia a la que se encuentran, fenómeno denominado «ecolocación» (animación 1-2). Basta con comprender el concepto de ecolocación para entender cómo funciona un ecógrafo: el transductor emite ultrasonidos que rebotan en las distintas estructuras y vuelven al transductor («ecos»), el equipo los procesa y así es posible obtener el registro gráfico de los ecos, o lo que es lo mismo, una ecografía (fig. 1-2 y animación 1-3).

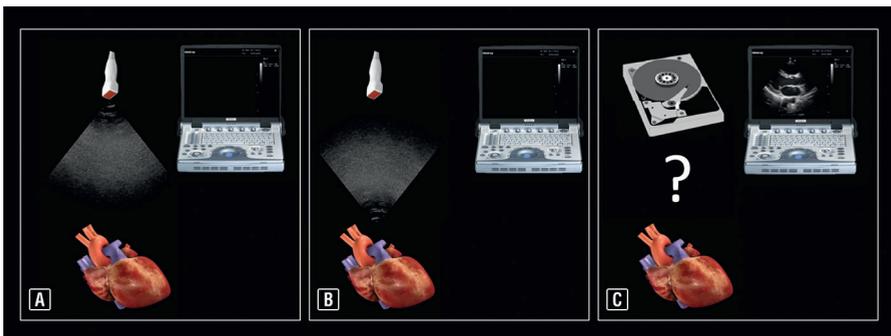


Figura 1-2 Funcionamiento esquemático de un ecógrafo. A) El transductor emite ultrasonidos, los cuales contactan con una estructura, en este caso el corazón. B) Los ultrasonidos rebotan en la estructura y vuelven al transductor («ecos»). C) El transductor los recibe y la computadora del ecógrafo los procesa, y así se produce el registro gráfico de los ecos, es decir, una ecografía.

Animación 1-2

Fenómeno de ecolocación. El murciélago (analogía con un transductor) emite ultrasonidos, los cuales contactan con un blanco (insecto). Los ultrasonidos rebotan y vuelven al murciélago («ecos»). El murciélago (analogía con un transductor y la computadora del ecógrafo) los recibe y procesa, y así comprende qué estructura es y a qué distancia se encuentra.

Animación 1-3

Funcionamiento básico del ecógrafo. El transductor emite ultrasonidos que impactan en una estructura, en este caso el corazón; los «ecos» son procesados por la computadora del equipo, y de esta manera se forman las imágenes.

Siendo la imagen formada el registro gráfico de los ecos (es decir, de los sonidos que vuelven al emisor), denominar al método «ecografía» parece intuitivamente más lógico que llamarlo «ultrasonografía».

los ecógrafos (es la velocidad que el equipo utiliza para realizar los cálculos) (tabla 1-1).

Tabla 1-1 Velocidad de conducción de los distintos medios

Medio o tejido	Velocidad (m/s)
Aire	330
Grasa	1.450
Agua	1.495
Tejidos blandos	1.540
Riñones	1.561
Sangre	1.570
Músculo	1.585
Metal	4.000
Hueso	4.080

A la velocidad de 1.540 m/s se calibran los equipos de ecografía.

Piezolectricidad

Para la producción de ultrasonidos es necesario contar con elementos denominados «piezoeléctricos», los cuales tienen una doble propiedad que consiste en que, al aplicárseles energía eléctrica, emiten ultrasonidos (efecto piezoeléctrico inverso), o bien producen energía eléctrica al aplicárseles energía mecánica (efecto piezoeléctrico directo). Por tanto, para la emisión y la recepción de los ultrasonidos son necesarios ambos efectos piezoeléctricos (inverso para la emisión y directo para la recepción y el procesado). La piezolectricidad la poseen materiales naturales y sintéticos, de los cuales estos últimos (p. ej., el titanato-circonato de plomo [PZT]) se utilizan para la fabricación de los transductores de uso habitual.

Medios de propagación

El sonido se propaga a una velocidad constante para cada medio. En los tejidos blandos la velocidad es de 1.540 m/s y con este valor se calibran

Interacción de los ultrasonidos con los distintos medios

Reflexión especular

Se refiere a la obtención de ecos, y así la posibilidad de generar imágenes, resultado de incidir perpendicularmente a una estructura (animación 1-4).

Animación 1-4

Reflexión especular.

Mientras más perpendicularmente (más cerca de 90°) se incida a cualquier estructura, más ecos se recogerán. Este principio fundamental se aplica para la obtención de imágenes en dos dimensiones, aunque no es válido aplicarlo en Doppler (v. más adelante). El ejemplo de todos los días es la visualización de la aguja en un procedimiento intervencionista (p. ej., una canulación venosa). Siguiendo este ejemplo, mientras más vertical con respecto al transductor se encuentre la aguja, menos nítida será la imagen. Por el contrario, mientras más paralela (90° en

relación al haz de ultrasonidos) con respecto al transductor se encuentre la aguja, los ultrasonidos rebotarán de tal manera que la imagen resultante será bien concreta y nítida, pudiendo incluso visualizarse el bisel de la aguja (fig. 1-3 y vídeo 1-1).

Vídeo 1-1

Ejemplo de reflexión especular cuando se visualiza la aguja ecográficamente. Resulta claro que, al redireccionar la aguja más perpendicular al haz de ultrasonidos (reflexión especular), su visualización es más nítida.

Animación 1-5

Reflexión no especular. No retornan ecos.

Animación 1-6

Reflexión sobre interfaces texturadas. Es de notar que algún eco se producirá pese a no incidirse perpendicularmente a la estructura.

Reflexión no especular

Se refiere a la no obtención de ecos resultado de una incidencia tangencial de los ultrasonidos sobre una interfase plana, o bien a una incidencia perpendicular sobre una estructura irregular, sin obtener ecos. En la realidad, pese a no ser incididas perpendicularmente, las estructuras pueden devolver ecos debido a que no son perfectamente planas, sino que presentan texturas e irregularida-

Atenuación

Es la pérdida progresiva de amplitud de los ultrasonidos a medida que atraviesan las distintas interfaces, definidas estas últimas como las áreas donde contactan dos medios de distinta impedancia acústica. Depende de la densidad del tejido, de la homogeneidad de los tejidos, de la cantidad de interfaces atravesadas y de la frecuencia de los ultrasonidos. Los ultrasonidos se atenúan progre-

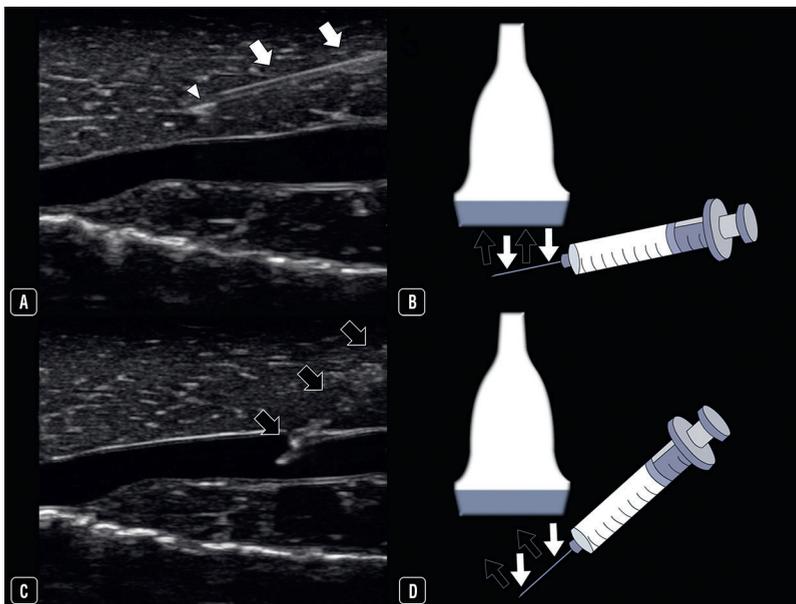


Figura 1-3 Ejemplo de reflexión especular cuando se visualiza la aguja por ecografía. Nótese en el panel superior (A y B) que, a medida que la aguja se posiciona más paralela (incidencia a 90° respecto al haz de ultrasonidos) al transductor, la visualización de la aguja es evidente (*flechas blancas* en A) e incluso llega a observarse el bisel (*punta de flecha* en A), en comparación con una incidencia más oblicua en el panel inferior (C y D), donde, si bien se visualiza la aguja (más que nada su *punta* ingresando en el vaso), la imagen completa de la aguja y su trayecto no están bien definidos (*flechas negras* en C).

sivamente a medida que atraviesan los tejidos, y cuantas más interfases existan, mayor será el nivel de atenuación (fig. 1-4 y animaciones 1-7 y 1-8). A modo general, por cada centímetro de tejido atravesado la onda se atenúa 1 dB, y contemplando el ultrasonido de ida y de vuelta, en definitiva, por centímetro recorrido se produce una atenuación de 2 dB.

formación de la imagen, ya que al reflejarse los ultrasonidos (ecos) se pierden ultrasonidos distales a la interfase reflejante. Cuantas más interfases reflejantes existan, más ecos distales se irán perdiendo (fig. 1-4B y animación 1-9).

Absorción: gran parte de la atenuación tisular se debe a este mecanismo. Depende de cada tejido y de su coeficiente de atenuación (v. animación 1-9).

Refracción: cambio en la dirección del haz incidente de manera oblicua. Suele ser mínima en los tejidos, aunque puede ser fuente de artefactos (animación 1-10).

Dispersión: reflexión no especular de los ecos en múltiples direcciones (v. animación 1-10).

Difracción: es un fenómeno ondulatorio que sufren los ultrasonidos en lugar de seguir avanzando en línea recta. Es la forma de atenuación producida por el aire, que da lugar a una imagen borrosa, o lo que en la práctica se llama «sombra sucia» (v. animación 1-10).

Animaciones 1-7 y 1-8

Reflexión especular y atenuación de los ultrasonidos con una y con más de una interfase, correspondiente a la figura 1-4. Nótese que las imágenes provenientes de estructuras más lejanas son de menor amplitud o intensidad, medidas en decibelios o unidades Pascal. I: intensidad o amplitud; P: profundidad.

Mecanismos y coeficientes de atenuación

Los mecanismos de atenuación, es decir, de pérdida de la amplitud de los ultrasonidos, son:

Reflexión: proceso normal y necesario para la

Animaciones 1-9 y 1-10

Mecanismos de atenuación de los ultrasonidos.

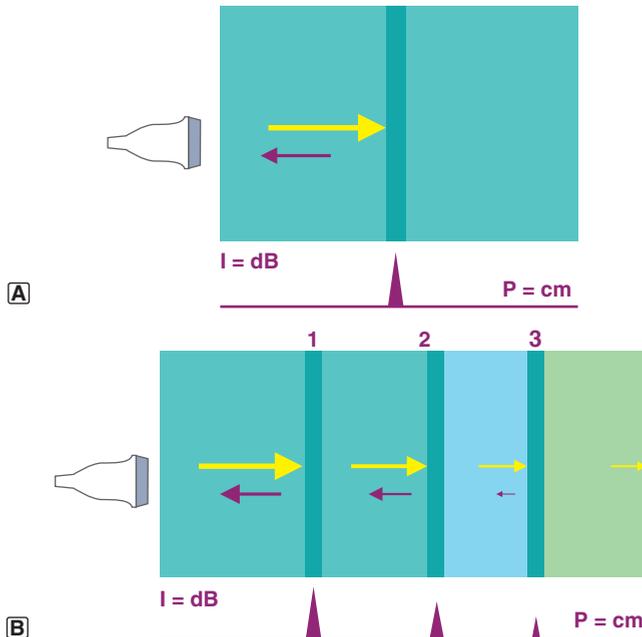


Figura 1-4 Reflexión especular con una sola (A) y con más de una interfase (B), y la mayor atenuación de los ultrasonidos (medida en dB) a mayor profundidad y cantidad de interfases atravesadas. I: intensidad o amplitud; P: profundidad.

Los tejidos presentan distintos coeficientes de atenuación, de lo cual puede deducirse qué medios son o no apropiados para ser insonados y obtener imágenes en ecografía:

- Agua: 0.
- Tejidos blandos: 1.
- Músculo: 2,5.
- Hueso: 5.
- Aire: 12.

Por tanto, los enemigos clásicos de la ecografía son el hueso y el aire, aunque, pese a ser un dato cierto, de los artefactos generados por ellos puede sacarse provecho con fines diagnósticos (p. ej., detección de litiasis cálcicas, ecografía pulmonar, entre otros).

La atenuación producida por el aire explica por qué en el trabajo de todos los días se utiliza gel para ecografía, el cual ocupa la interfase «atenuada» creada por el aire ubicado entre la piel y el transductor (fig. 1-5 y vídeo 1-2).



Vídeo 1-2

Aplicación del gel para ultrasonidos y el notorio cambio en la imagen en tiempo real al eliminar el aire de la interfase con el transductor.

Corrección de la atenuación

La atenuación (pérdida de la intensidad o amplitud de los ultrasonidos) puede mejorarse mediante el ajuste de ganancias generales, con el uso adecuado de la curva de compensación de ganancia en el tiempo (*time-gain compensation*), y eventualmente modificando la potencia de salida (*power output*). Todos estos aspectos se desarrollarán más adelante en el texto.

Resolución

Es la capacidad del sistema de ecografía para discriminar dos puntos entre sí. Es un indicador de la



Figura 1-5 A) Gel para uso en ecografía, en sus distintas presentaciones. B y C) Aplicación del gel para ecografía; obsérvese el notorio cambio en la imagen al eliminar el aire de la interfase con el transductor (B sin gel; C con gel).

calidad de imagen. Se divide en resolución espacial (axial y lateral), temporal (en tiempo real) y de contraste.

Resolución espacial axial

Se refiere a la discriminación de dos puntos alineados a lo largo del haz de ultrasonidos (fig. 1-6A). Depende fundamentalmente de la frecuencia (longitud de onda) y de la duración del pulso de ultrasonidos. Cabe mencionar que los ultrasonidos se emiten en «pulsos» (fig. 1-6B) y que se vuelven a enviar nuevos pulsos una vez que el transductor recibe los que envió previamente. De esta manera, a mayor frecuencia del transductor menor es la duración del pulso de ultrasonidos y, por tanto, menor es el tiempo para que retornen al transductor y, por consiguiente, para volver a enviar otro pulso, y así sucesivamente, retornando mayor cantidad de ecos por unidad de tiempo y con ello mejorándose considerablemente la resolución a frecuencias altas (animación 1-11).

Animación 1-11

Generación de pulsos de ultrasonidos y frecuencia de repetición de pulsos. Nótese que a frecuencias altas (7 MHz) los ultrasonidos, al penetrar menos, retornan rápido sus pulsos, y de esta manera pueden dispararse nuevos pulsos y así sucesivamente; por el contrario, a frecuencias bajas (2 MHz) los pulsos recorren más distancia y, por tanto, tardan más en volver al transductor. En un mismo período de tiempo es notable la diferencia en la emisión de pulsos (y en el retorno de ecos) entre una y otra frecuencia. Cuantos más ecos retornen al transductor en un mismo tiempo, mejor será la resolución, entendiéndose de esta manera por qué a mayor frecuencia es mejor la resolución, aunque peor la penetración, y viceversa, a menor frecuencia mayor penetración y peor resolución.

Resolución espacial lateral

Se refiere a la discriminación de dos puntos ubicados uno al lado del otro a lo ancho del haz de

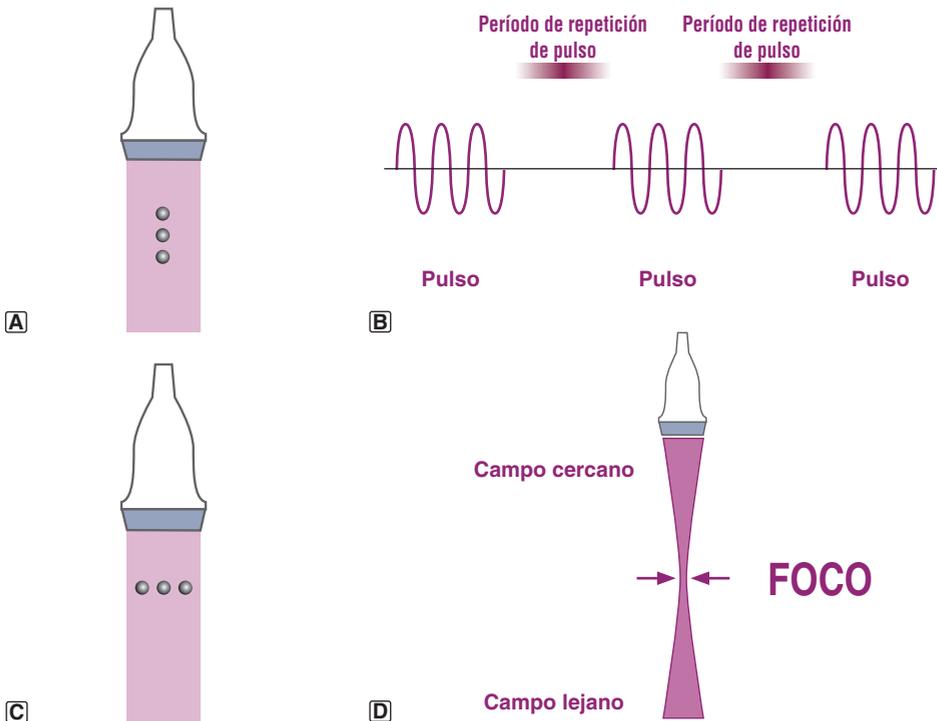


Figura 1-6 A) Resolución axial. B) Pulso y período de repetición de pulso. C) Resolución lateral. D) Foco o región más fina del haz de ultrasonidos, donde es mejor la resolución lateral.

ultrasonidos (fig. 1-6C). La resolución lateral depende fundamentalmente de la focalización o foco, de la densidad de líneas y del tipo de haz (divergente *versus* colimado), que a su vez depende del tipo de cristal. El foco es una zona donde el haz de ultrasonido se hace más fino (fig. 1-6D) y por tanto brinda una mejor resolución lateral, ya que a dos puntos los impactará por separado un haz de ultrasonido. El foco es un parámetro que es posible ajustar electrónicamente en la mayoría de los equipos. La resolución lateral también depende de la frecuencia del transductor, porque a mayor frecuencia los pulsos de ultrasonidos son más cortos y tardan menos en dispararse, y al igual que para la resolución axial, esto también mejora la resolución lateral. La resolución lateral depende en menor medida de las ganancias, ya que los ecos laterales pueden no visualizarse a ganancias bajas.

A mayor frecuencia (p. ej., 10 MHz), es mejor la resolución pero menor la penetración. Por el contrario, a menor frecuencia (p. ej., 3,5 MHz), es peor la resolución, aunque mayor la penetración (fig. 1-7 y vídeo 1-3). Del balance entre resolución y penetración debe seleccionarse el transductor más adecuado para insonar un determinado órgano o tejido y obtener imágenes óptimas. Cabe mencionar que, a iguales parámetros configurados, la resolución no suele ser la misma en distintos equipos, lo que permite intuitivamente concluir que la resolución es bastante dependiente del equipo que se utilice.

Vídeo 1-3

Diferencias de resolución entre distintas frecuencias. Nótese la concreta pérdida de resolución a medida que disminuye la frecuencia.

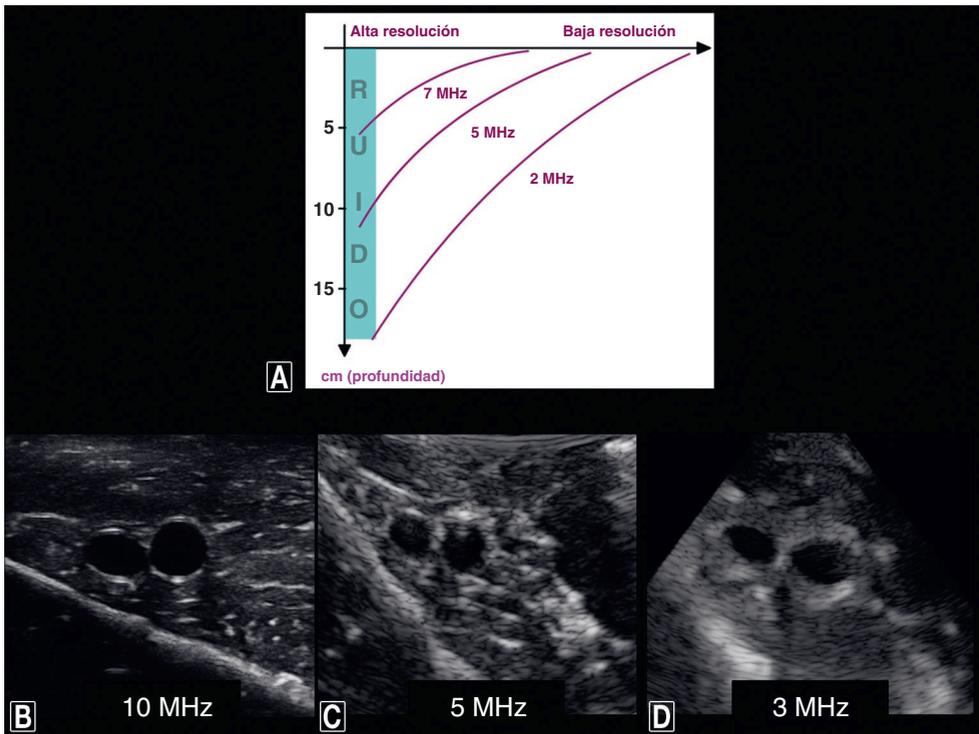


Figura 1-7 A) Relación entre frecuencia, resolución y penetración. A mayor frecuencia, es mejor la resolución y peor la penetración, y viceversa, a menor frecuencia, es peor la resolución y mayor la penetración. B a D) Nótese la clara diferencia en la resolución entre distintas frecuencias, pretendiendo discriminarse los dos círculos negros (que corresponden a vasos). B) A 10 MHz, nótese la excelente definición de los vasos. C) A 5 MHz, con los vasos con pérdida de resolución. D) A su más baja frecuencia (3 MHz), con una aún más concreta pérdida de resolución.

Resolución temporal (*frame rate* o *velocidad de cuadros*)

La resolución temporal («tiempo real») en ecografía se refiere a la capacidad de discriminar estructuras que se mueven, y esto será mejor cuantos más cuadros conformen la imagen por unidad de tiempo. Una velocidad de fotogramas más elevada (fotogramas o *frames* por segundo [fps]) permite una mejor visualización del movimiento y una definición más suave del mismo. La resolución temporal es dependiente de la cantidad de tiempo requerido para completar un barrido, que a su vez está relacionada con la velocidad de los ultrasonidos y con la profundidad de la imagen, así como con el número de líneas de información dentro de esta. Los factores que reducen la velocidad de los fotogramas, tales como el incremento de la profundidad de campo, disminuirán indefectiblemente la resolución temporal. Es importante comprender que, cuantas más tareas se asignen al equipo, más tardarán en actualizarse los cuadros; lo mismo sucede, como se mencionó previamente, con la cantidad de líneas de barrido, ya que a mayor cantidad de líneas de barrido más tardará en procesarse toda la información de vuelta. Esto puede corregirse mediante el angostamiento del haz (*field of view* [FOV], v. más adelante). Aumentar el número de focos también impacta de manera negativa en la resolución temporal. Cabe mencionar que la resolución temporal del modo M es francamente mayor que la de las otras modalidades de imágenes ecográficas. Como es de esperar, la resolución temporal no puede mostrarse sino en imágenes en tiempo real (vídeos 1-4 y 1-5).

Vídeo 1-4

Concepto de resolución temporal. Nótese que a menor cantidad de fotogramas o cuadros por segundo (fps) las imágenes en movimiento son como «en cámara lenta», influyendo negativamente en la resolución en tiempo real.

El video base fue modificado de: Ladybird opening wings (slow motion). www.nature-clip.co.nr. Creative Commons Attribution 4.0 International License.

Vídeo 1-5

Resolución temporal en ecografía. Nótese que las imágenes a 9 fps (menos cuadros por unidad de tiempo) son muy lentas respecto a las de 35 fps (más cuadros por unidad de tiempo).

Resolución de contraste

Es la capacidad de diferenciar en detalle entre distintos tonos de grises (fig. 1-8A y B, y vídeo 1-6). Es muy importante para la identificación de los bordes y de las texturas de los tejidos. Depende del preprocesamiento y el posprocesamiento de la imagen, y del tamaño del objeto en estudio (cuanto más pequeño sea el objeto, mayor resolución de contraste se requerirá para identificarlo). El test de burbujas o de solución salina agitada puede afianzar el concepto al permitir observar el flujo en las cavidades derechas, contrastándolas (útil, p. ej., en la valoración del posicionamiento de los catéteres centrales, o bien clásicamente en la evaluación de comunicaciones derecha-izquierda).

Vídeo 1-6

Resolución de contraste, evidenciada por el test de solución salina agitada, en el cual se determina el comportamiento del flujo en las cavidades derechas. En este caso, al inyectar la solución por el catéter central y producirse el llenado auricular rápido, pudo inferirse un posicionamiento normal del catéter.

Resolución e imágenes por armónicas tisulares (*THI, tissue harmonic imaging*)

Los ultrasonidos impactan con los tejidos a su frecuencia original (denominada frecuencia fundamental), y el tejido vibra o resuena y genera frecuencias no presentes en el ultrasonido emisor. Estas frecuencias son múltiplos enteros de la frecuencia fundamental, y ambas frecuencias retornan al transductor. Si se suprimen las frecuencias fundamentales se obtiene la imagen por armónicas tisulares (en los equipos se utiliza la denominada «segunda armónica»), las cuales

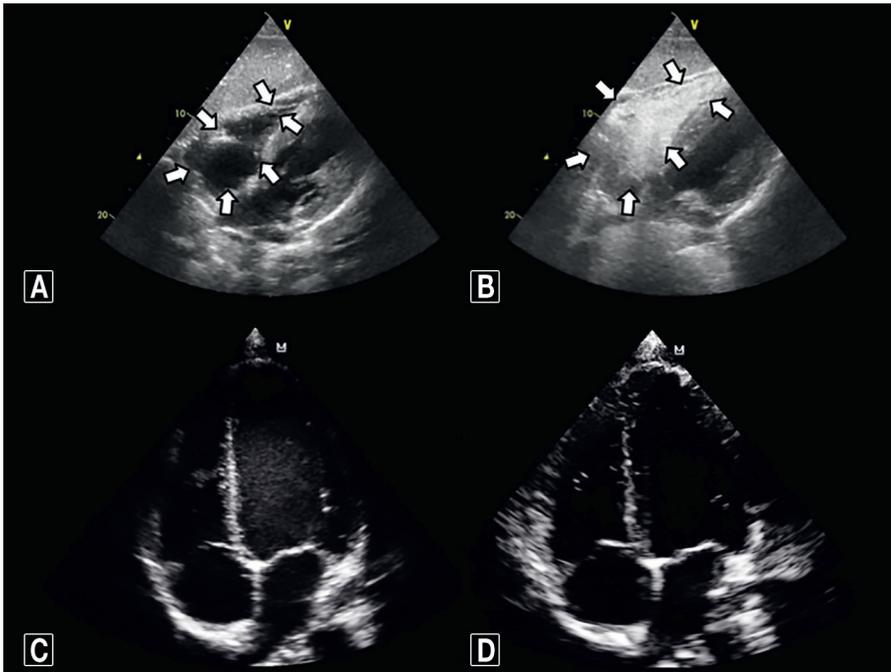


Figura 1-8 Panel superior: resolución de contraste, ejemplificada mediante el test de solución salina agitada inyectada a través del catéter central. Nótese el cambio de contraste (*blancos*) de las cavidades derechas (*flechas*) antes (A) y después (B) de la inyección de la solución. Panel inferior: C) Imágenes por armónicas tisulares (THI). D) Imagen a frecuencia fundamental. Nótese la clara diferencia en la resolución entre ambas imágenes.

ofrecen mejor resolución porque si se emite un ultrasonido a 3 MHz y retorna a 6 MHz, tanto la resolución axial como la lateral serán mejores debido al aumento de la frecuencia. La activación de la imagen por armónicas tisulares (parámetro THI en los equipos) es esencial en ecocardiografía (fig. 1-8C y D, y vídeo 1-7), permitiendo por ejemplo delinear mejor los bordes endocárdicos y evitar algunos artefactos (p. ej., artefacto de campo cercano o *near-field clutter*). En dúplex transcraneal codificado a color es imprescindible no utilizar armónicas, y por ello el *set* del Doppler transcraneal no emplea por defecto este parámetro. En la ecografía abdominal, el encendido de armónicas realmente no mejora considerablemente las imágenes y su uso queda a elección del operador. Para la ecografía pulmonar, el «embellecimiento» que brinda la imagen por armónicas puede ensombrecer algunos artefactos que sirven a fines diagnósticos (p. ej., líneas B, líneas A), y por ello puede ser conveniente desactivar este parámetro en dichos estudios.

Vídeo 1-7

Imágenes por armónicas tisulares (THI). THI activadas (THI) versus desactivadas (No-THI, frecuencia fundamental) en un ecocardiograma transtorácico en el plano apical de cuatro cámaras. Nótese la clara diferencia de resolución entre ambas imágenes.

Ecógrafos

Dado el carácter diario y de aplicación de «cama en cama» de la ecografía crítica (siempre respetando el concepto de ecografía clínica, según el cual la ecografía se aplica en el contexto clínico del enfermo y nunca aisladamente), los espacios reducidos donde se ubica el ecógrafo y el carácter a veces urgente de su uso, los ecógrafos de elección son los portátiles (fig. 1-9A), que además de contar con un encendido y puesta en marcha de pocos segundos y poseer autonomía (batería) sin



Figura 1-9 A) Ecógrafo portátil (Sonosite Micromaxx®, en su carro rodante). B) Ecógrafo *full* (plataforma, Toshiba Xario®). C) Uso de un sistema de alimentación ininterrumpida (UPS), instalado en la caja del ecógrafo, con el objeto de brindarle autonomía. D) Ecógrafo *hand-held* o de bolsillo (General Electric Vscan dual probe®).

necesidad de conexión a la corriente alterna, por su tamaño reducido pueden ubicarse en la isla del paciente sin problemas. Los equipos de mayores dimensiones y más sofisticados (fig. 1-9B) también pueden utilizarse, pero con algunas limitaciones de espacio y autonomía. Esto último puede solucionarse agregando sistemas de alimentación ininterrumpida (UPS) (fig. 1-9C) para evitar que el equipo se apague al ir de cama en cama, evitando así demoras en el encendido, que suelen ser de minutos en estos equipos y que a veces pueden ser vitales. Los dispositivos de bolsillo o *hand-held* (p. ej., General Electric Vscan dual probe®) (fig. 1-9D) también son aceptables, aunque con algunas limitaciones de tecnología (p. ej., no disponen de Doppler pulsado ni continuo). En la tabla 1-2 se comparan los distintos ecógrafos, con sus pros y contras para ser utilizados en áreas críticas.

Transductores

Los transductores (o mejor dicho el «complejo del transductor») se componen de materiales piezoeléctricos y de otros materiales (cables, conectores, plaquetas electrónicas), los cuales son todos de alto costo y por tanto deben cuidarse en extremo de golpes, caídas y malos tratos en general (fig. 1-10 y vídeo 1-8).

Vídeo 1-8

Estructura global de un transductor, cable y conectores. Cada sector del complejo del transductor debe tratarse con especial cuidado.

Los tres transductores a utilizar en enfermos críticos son el lineal, el sectorial y el convexo, siendo el transductor sectorial el «caballo de batalla»

Tabla 1-2 Características de los distintos equipos de ecografía que pueden utilizarse en el enfermo crítico

	Equipos portátiles o <i>hand-carried</i> * (p. ej., Sonosite Sonoheart elite®, Titán®, Micromaxx®, M-turbo®, Edge®, entre otros) Mindray M7® GE logiq Q® Esaote Mylab 25®	De bolsillo o <i>hand-held</i> * (p. ej., General Electric Vscan dual probe®)	Equipos <i>full</i> (p. ej., Mindray DC-7® Toshiba Xario®)
Portabilidad	Amplia	Total	Limitada
Peso	++	Mínimo	+++++
Dimensiones	++	De bolsillo	+++++
Autonomía	Horas (batería)	Batería	Requiere conexión a corriente alterna. Puede solucionarse agregando un sistema de alimentación ininterrumpida (UPS)
Encendido y puesta en marcha	Segundos (5 a 10)	Segundos	3-5 minutos
Transductores y modos de formación de imágenes disponibles	Suficiente (lineal y sectorial), 2D, modo M, Doppler color, pulsado y continuo	Limitado (a menos que se utilice un transductor dual), 2D, Doppler color	En general, más que suficiente. Todos los modos de formación de imágenes están disponibles (incluso más avanzados, como <i>strain</i> y <i>speckle tracking</i> , entre otros)
Costo[†]	+++	+	+++++

*Los equipos *hand-carried* y *hand-held* son aquellos que pesan menos de 4 kg. 2D, imagen bidimensional.

†Gran parte del costo de los equipos portátiles y *full* se relaciona directamente con la cantidad de transductores que incluyan. Por ello, con el fin de optimizar el rendimiento y los costos, disponer de un transductor sectorial y lineal es más lógico y costo-efectivo que disponer de sectorial, convexo y lineal (v. «Transductores»).

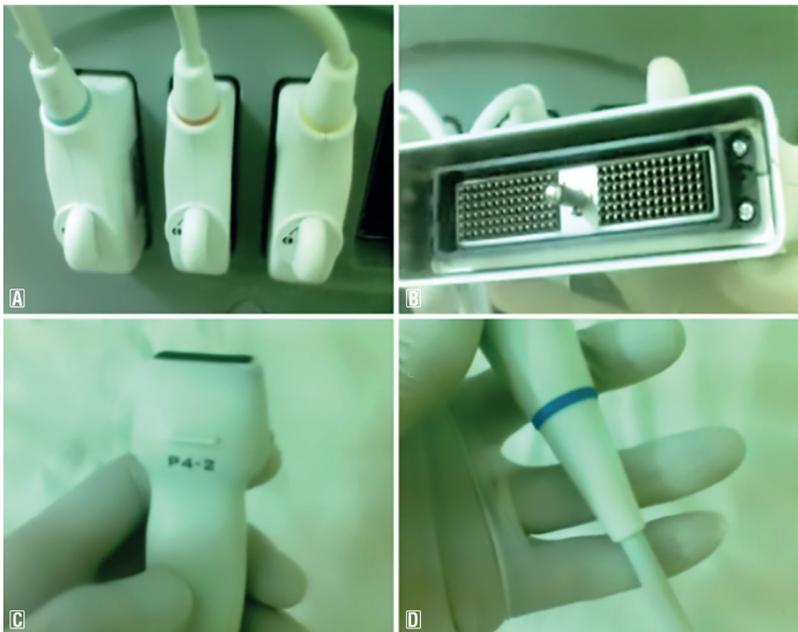


Figura 1-10 Estructura global de un transductor, cable y conectores. A) Conectores de los distintos transductores al equipo, en sus respectivas celdas. B) Conector del transductor, en detalle. Nótese los pines que conforman su interior. C) Transductor, con un cabezal (donde se encuentran los cristales piezoeléctricos) y un cuerpo (con plaqueta electrónica en su interior). D) Cable de entrada al transductor, el cual debe cuidarse de acodaduras.

para la ecografía del enfermo crítico. En caso de no contar con un transductor sectorial, un transductor convexo puede reemplazarlo, teniendo en cuenta algunos ajustes que permitirán asemejarlo (al menos en la imagen) al transductor sectorial. Ocasionalmente puede utilizarse un cuarto transductor (endocavitario, de alta frecuencia) para evaluar patología ginecológica y en especial el fondo de saco de Douglas en búsqueda de líquido libre, colecciones o bien un embarazo ectópico complicado (fig. 1-11 y video 1-9).

pulmón o el globo ocular), para estructuras más profundas se emplee el transductor convexo (como se hace asiduamente en el abdomen), y para explorar el corazón se utilice el transductor sectorial, no solo porque este transductor trabaja a frecuencias más bajas y logra mejor penetración, sino porque gracias a su pequeño cabezal permite ubicarlo fácilmente en el espacio intercostal evitando el hueso costal. Para el dúplex transcraneal codificado en color también se utilizará este último transductor.



Vídeo 1-9

Transductores que se utilizan en enfermos críticos adultos.

El transductor sectorial es el «caballo de batalla» en la exploración ecográfica del enfermo crítico.

Cada uno de los transductores cuenta con la posibilidad de trabajar dentro de un rango posible de frecuencias. El transductor lineal es de alta frecuencia (7,5-10 MHz), el transductor convexo es de frecuencia media (3,5-5 MHz) y el transductor sectorial es el de más baja frecuencia (2-4 MHz). El transductor endocavitario opera a alta frecuencia. Así, es de esperar, de acuerdo con los principios de penetración y resolución, que para explorar estructuras superficiales se utilice el transductor lineal (p. ej., para visualizar vasos superficiales, pleura-

Observando la pantalla puede adivinarse qué transductor se está utilizando con solo observar la forma del haz (fig. 1-12).

Transductor y puntero. Indicador del puntero en la pantalla y ubicación respecto al paciente

Los transductores presentan en uno de sus lados una muesca, resalto o punto que se denomina *puntero* (fig. 1-13A y B). La ubicación del puntero se representa en la pantalla, pudiendo ubicarse a la derecha



Figura 1-11 Transductores a utilizar en enfermos críticos. A) Sectorial o *phased-array probe* (2-4 MHz), usado por ejemplo en ecocardiografía transtorácica y en ecografía transcraneal. B) Lineal (7,5-10 MHz), usado por ejemplo en estudios vasculares para canulaciones venosas o arteriales, ecografía ocular y de la vaina del nervio óptico. C) Convexo (3,5-5 MHz), utilizado a menudo en ecografía abdominal. D) Endocavitario (menos frecuentemente utilizado en enfermos críticos, 5-8 MHz), empleado en ecografía ginecológica o transrectal para evaluar el fondo de saco de Douglas y la patología útero-anexial.

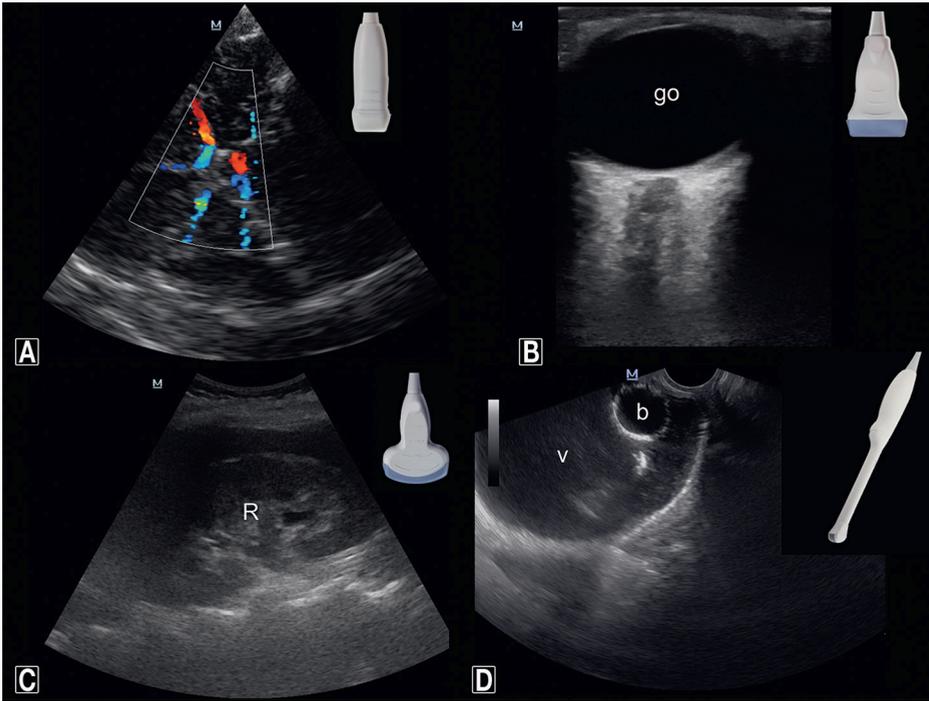


Figura 1-12 Tipos de haces que conforman los distintos transductores. A) Sectorial, utilizado en este ejemplo en un dúplex transcraneal codificado en color, donde se observan los vasos que componen el círculo de Willis. B) Lineal, utilizado en una ecografía ocular y de la vaina del nervio óptico. go: globo ocular. C) Convexo, utilizado para evaluar, en este caso, el riñón (R). D) Endocavitario, utilizado en este ejemplo para descartar la presencia de globo vesical en una paciente obesa con difícil acceso transabdominal. Nótese el balón de la sonda (b) dentro de la vejiga (v) repleta de orina.

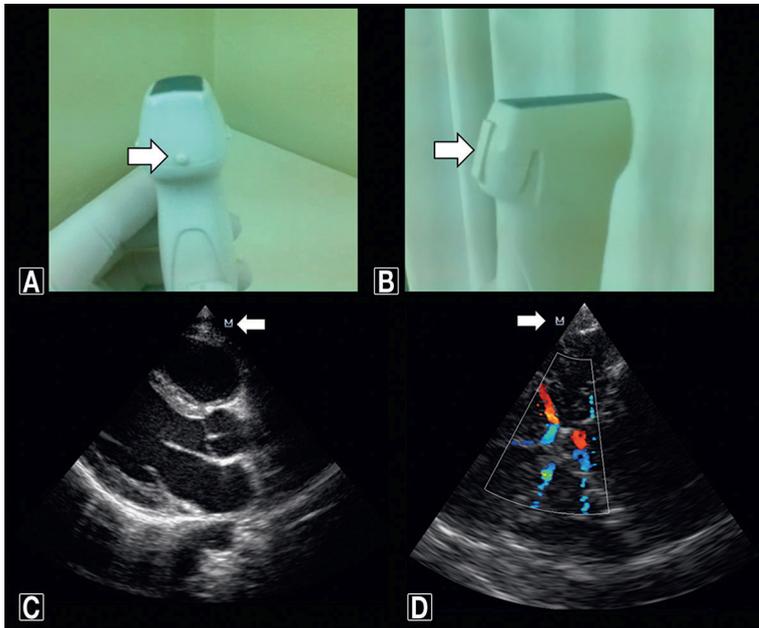


Figura 1-13 Panel superior: transductor sectorial (A) y lineal (B). El puntero se encuentra indicado por las flechas blancas. Panel inferior: ubicación del puntero en la pantalla. Transductor sectorial con set de ecocardiograma y puntero a la izquierda (C), y set de ecografía transcraneal con puntero a la derecha (D).

o a la izquierda (fig. 1-13C y D). Esta opción de ubicación del puntero en la pantalla puede modificarse (invertirse) manualmente en todos los equipos.

Lo más habitual es que el puntero se represente a la derecha (pensada la pantalla como si fuera una radiografía de tórax), lo cual significa que, cuando el puntero del transductor apunte a la derecha del paciente, esta será la derecha y el otro lado la izquierda. En el *set* de ecocardiograma el puntero se representa a la izquierda (es el único que se presenta así por defecto), y por ende la relación antes mencionada se invierte.

De otra manera práctica, puede manipularse uno de los bordes del transductor y evaluar en pantalla cuál es la derecha y cuál es la izquierda (vídeo 1-10).

Video 1-10

Manera práctica de determinar la derecha o la izquierda del transductor respecto a la pantalla, indentando una de las esquinas del transductor.

Por lo general el puntero se representa en la pantalla como el logo del fabricante (M de Mindray®, Philips® utiliza una P, Sonosite® un círculo, etc.).

Manejo del transductor

Se pueden practicar distintos movimientos con el transductor, siendo necesarios los giros sobre su eje y los balanceos (*fanning*) o angulaciones para la obtención de imágenes (vídeo 1-11). El transductor debe sostenerse de manera firme y segura, y por ello es conveniente descansar en parte la mano del operador en el paciente junto con el transductor para brindar estabilidad.

Video 1-11

Manejo básico del transductor.

Planos de adquisición de imágenes

Los planos de adquisición se dividen en:

Transversal o axial: divide el cuerpo en superior (o cefálico) e inferior (o caudal) (fig. 1-14A, vídeo 1-12 y animación 1-12).

Longitudinal o sagital: divide al cuerpo en derecho e izquierdo; puede ser mediosagital o parasagital (fig. 1-14B, vídeo 1-13 y animación 1-12).

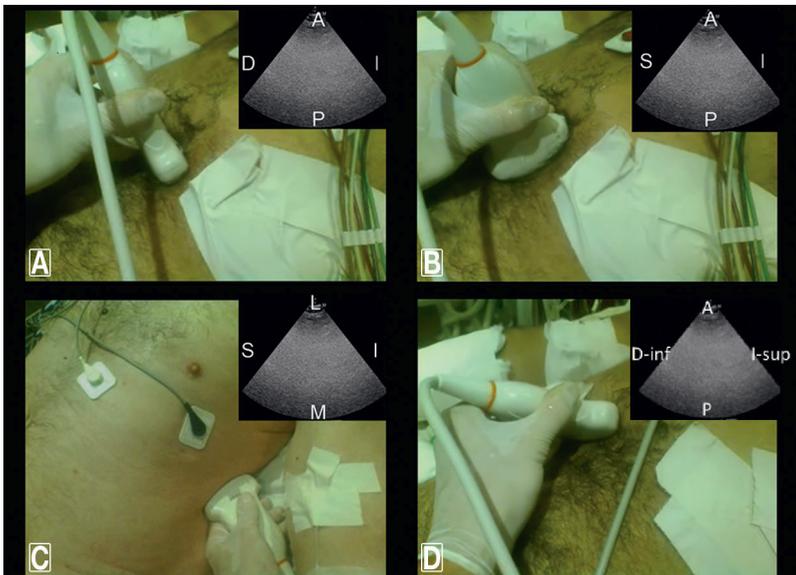


Figura 1-14 Planos de adquisición de imágenes. A) Plano transversal. A: anterior; D: derecha; I: izquierda; P: posterior. B) Plano longitudinal. A: anterior; I: inferior (pies); P: posterior; S: superior (cabeza). C) Plano coronal. I: inferior (pies); L: lateral; M: medial; S: superior (cabeza). D) Plano intermedio entre los anteriores. La orientación es esencialmente la misma en anterior (A) y en posterior (P), aunque a la derecha superpone lo inferior (D-inf) y a la izquierda lo superior (I-sup).

Coronal o frontal: divide el cuerpo en anterior y posterior (o en ventral y dorsal) (fig. 1-14C, vídeo 1-14 y animación 1-12).

Intermedios: entre los anteriores (fig. 1-14D y vídeo 1-15).



Vídeo 1-12

Planos de adquisición de imágenes: plano transverso.



Vídeo 1-13

Planos de adquisición de imágenes: plano longitudinal.



Vídeo 1-14

Planos de adquisición de imágenes: plano coronal.



Vídeo 1-15

Planos de adquisición de imágenes: plano intermedio.



Animación 1-12

Representación esquemática de los distintos planos de obtención de imágenes.

Modos de formación de imágenes en ecografía diagnóstica

Se resumen al modo bidimensional (2D), Doppler, modo M y la combinación de varios de los anteriores (p. ej., 2D y Doppler, 2D y modo M, etc.).

Modo bidimensional (2D)

Es un modo cuyo aprendizaje es claramente fundamental, y en el que se sustentan el resto de los modos de formación de imágenes en ecografía. La imagen ecográfica en dos dimensiones (2D o bidimensional) se obtiene mediante la sumatoria de la reflexión (o ecos) de los ultrasonidos que partieron de los cristales del transductor, codificada a menudo en escala de grises (fig. 1-15A y vídeo 1-16). Es interesante notar que hoy día los ecógrafos permiten dar color a los grises (función color o croma), y esto puede no ser solo un tema estético, sino que en algunas circunstancias el color puede brindar una mejor resolución en comparación con la escala de grises (p. ej., en la detección de pequeños trombos en el ápex cardíaco, o bien de otras imágenes intraluminales en otros órganos) (fig. 1-15B y vídeo 1-17).



Vídeo 1-16

Imagen bidimensional en tiempo real, codificada en escala de grises. Se trata de un ecocardiograma en plano subcostal para la evaluación de la vena cava inferior.

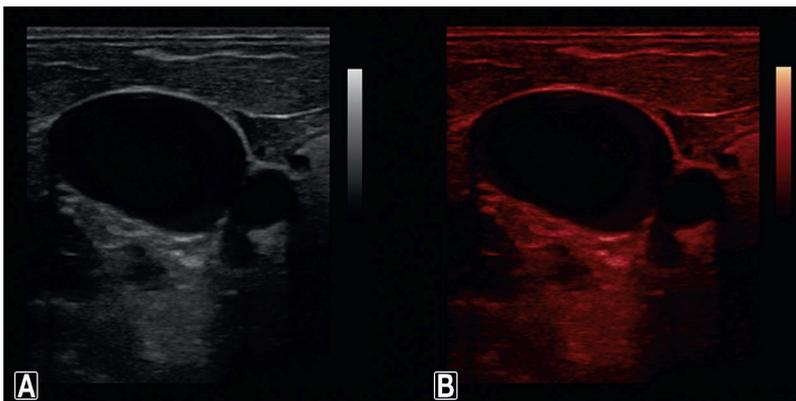


Figura 1-15 Imagen bidimensional. A) En escala de grises. B) En escala de color (función mapa de colores o croma).

Video 1-17

Imagen bidimensional en tiempo real, codificada en colores. Se trata de un estudio abdominal, en el que se observa dilatación de la vía biliar (colédoco, flechas), con presencia de barro biliar en su interior (asterisco).

Nomenclatura en ecografía 2D: «ecogenicidad»

Es interesante recordar que el término «ecoico» es una traducción inadecuada de *echoic*. Por tanto, es conveniente utilizar en su lugar el término «ecogénico». Dentro de la gama de codificación en escala de grises contamos con:

Isoecogénico: patrón tisular (gris). Es la gama de grises de referencia cuando se explora la ecogenicidad de cualquier estructura (p. ej., si se explora el abdomen, las ecogenicidades de las distintas estructuras se compararán con el patrón tisular del hígado o del bazo) (fig. 1-16A).

Anecogénico: totalmente negro («sin ecos»), generalmente con refuerzo sónico posterior (estructuras con contenido líquido, p. ej., la vejiga) (fig. 1-16B).

Hipoecogénico: menor ecogenicidad que el parénquima de referencia (más negro). Suele tratarse de estructuras sólidas (p. ej., trombo en una vena, tumor) (fig. 1-16C).

Hiperecogénico: mayor ecogenicidad que el parénquima de referencia. A menudo corresponde a estructuras sólidas (p. ej., pericardio, diafragma, litiasis, hueso, línea pleural) (fig. 1-16D).

Las estructuras con contenido líquido suelen ser anecogénicas (a menos que tengan en su interior partículas como sangre, pus o detritus) y presentan un artefacto que se denomina refuerzo sónico posterior (v. más adelante).

Formación de la imagen bidimensional y optimización técnica de la imagen

La imagen bidimensional puede optimizarse mediante la correcta instrumentación del equipo, utilizando controles y funcionalidades que forman parte del mismo (fig. 1-17A).

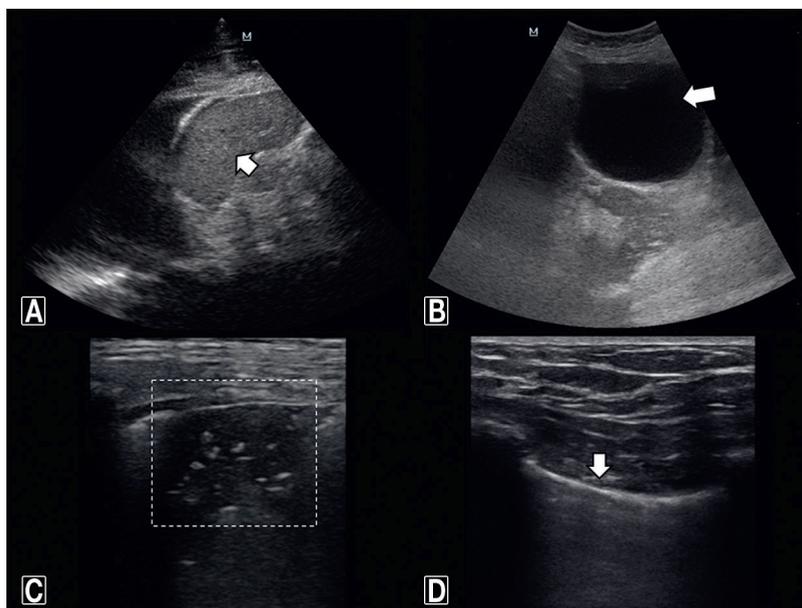


Figura 1-16 Ecogenicidades. A) Isoecogénico, se trata del bazo (flecha) (comparar B, C y D respecto a este patrón). B) Anecogénico, se trata de la vejiga (flecha). C) Hipoeecogénico, se trata de una consolidación pulmonar subpleural (recuadro). D) Hiperecogénico, se trata de la línea pleural (flecha).



Figura 1-17 A) Panel de botones y comandos de un ecógrafo. B) Elección del transductor y del *preset* para cada uno de ellos. 2P2: transductor sectorial; 7L4A: transductor lineal; 3C5A: transductor convexo.

Paciente (*patient*)

Antes de elegir el transductor a utilizar y su *preset* se deben registrar los datos del paciente y la indicación del estudio, la presión arterial y la frecuencia cardíaca. La mayoría de los equipos brindan la posibilidad de incluir datos antropométricos, como la altura y el peso, y con ellos el cálculo de la superficie corporal (BSA, *body surface area*), lo cual puede ser útil, por ejemplo, para algunas mediciones en ecocardiografía.

Transductor o sonda (*probe*)

Se elegirá de acuerdo con los tejidos a ser insonados, en función de la penetración necesaria estimada y la mejor resolución esperada. Para estructuras superficiales (p. ej., vasos) se elegirán transductores de alta frecuencia, y para estructuras profundas (p. ej., corazón), transductores de frecuencia baja o media. Asimismo, cada transductor es multifrecuencia y pueden aplicarse distintas frecuencias (a menudo tres) para cada uno, mediante el mejor balance entre resolución y penetración según el paciente. La frecuencia también es uno de los parámetros, entre otros, que determina la formación de los *preset* (fig. 1-17B).

Aplicación (*preset*)

Consiste en la programación del transductor según las características del área a explorar (a menudo las trae por defecto el equipo). El «preseteado» del transductor se expresará en la escala de grises y en las opciones o paquetes de medidas preseleccionadas para dicho *preset* (v. fig. 1-17B).

Cada transductor dispone de los llamados *presets* o «preseteados», donde por defecto se optimizan las condiciones de estudio de acuerdo con la superficie o el órgano a explorar (escala de grises, profundidad, uso o no de imágenes por armónicas, posición del foco, escalas del Doppler, etc.). Igualmente, cada parámetro del *preset* puede modificarse manualmente según las preferencias del operador.

Ganancias (*gain*)

Es el mecanismo principal que permite corregir la atenuación de los ultrasonidos y se expresa por la mayor brillantez de las estructuras en la pantalla. Por lo general hay una tecla de ganancia general del sistema (da brillantez a toda la pantalla) y las bandas (seis a ocho potenciómetros según el equipo, o bien perillas en otros) de ganancias sectoriales o territoriales (dan brillantez en territorios lineales puntuales de la pantalla), lo que se denomina *curva de compensación de ganancia en el tiempo* (TGC, *time gain compensation*) (video 1-18). Brevemente, la TGC es un mecanismo electrónico de compensación de la intensidad atenuada de los ecos, dándole oportunidad de expresarse tanto a los ecos profundos como a los superficiales, corrigiendo la intensidad, es decir, la propiedad de amplitud de los ecos, en un rango entre 20 y 120 dB. La adecuación de la TGC explica cómo pueden visualizarse de manera similar estructuras superficiales y profundas, que de otra manera, al estar atenuadas las últimas, pudieran no ser vistas. Como se mencionó previamente, en algunos equipos la TGC consiste en dos o tres perillas accesorias de ganancias (de cercana a lejana).



Vídeo 1-18

Curva de compensación de ganancia en el tiempo (TGC) y corrección de la atenuación mediante el ajuste de las bandas de ganancias.



Animación 1-13

Breve explicación respecto al ajuste de las ganancias generales en la ecocardiografía bidimensional, donde las imágenes resultantes no deben ser «muy oscuras, ni muy blancas».

Las ganancias insuficientes darán una imagen negra y poco definida, mientras que las ganancias exageradas producirán una imagen blanca y poco definida. Entre ambos extremos deben ajustarse las ganancias correctas (fig. 1-18A a C, vídeo 1-19 y animación 1-13).



Vídeo 1-19

Manipulación de las ganancias generales en una ecografía en tiempo real. En el recuadro rojo se indican los niveles progresivos de ganancias.

Frecuencia

Como se mencionó anteriormente, los equipos actuales poseen en cada transductor tecnología de banda multifrecuencia, de manera que puede seleccionarse la frecuencia de la onda sonora, por lo menos, entre tres posibles frecuencias para trabajar. Por ejemplo, para el transductor lineal puede trabajarse con frecuencias de 5 MHz, 7,5 MHz y 10 MHz. Muchos equipos permiten seleccionarlas como Penetración (frecuencia más baja), General (frecuencia media) y Resolución (frecuencia alta) (fig. 1-18D).

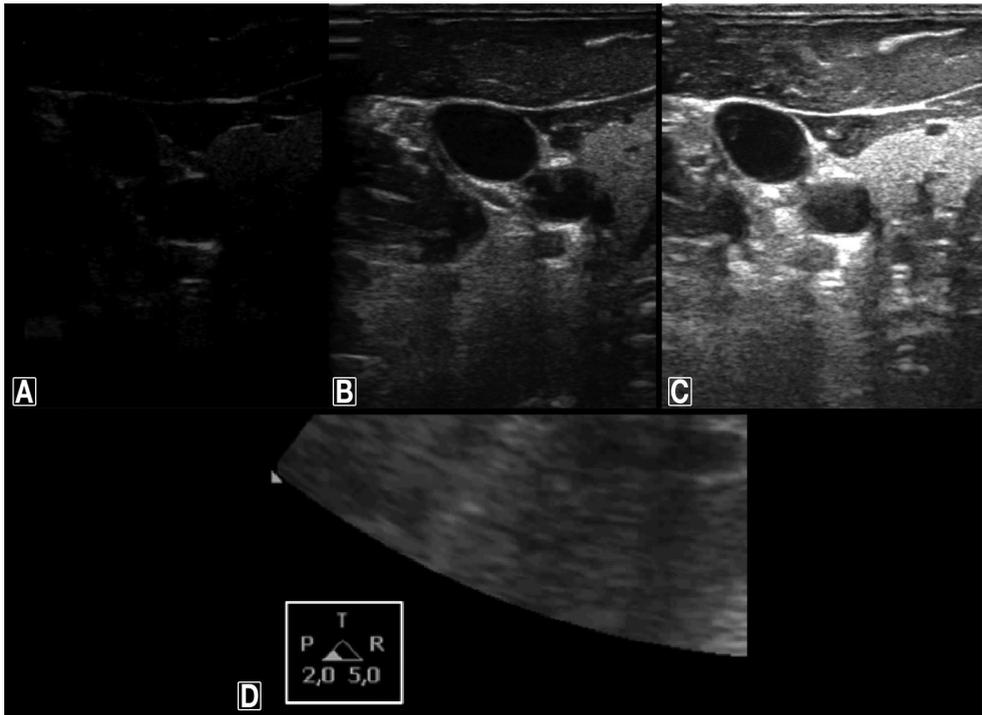


Figura 1-18 Ganancias generales. A) Insuficientes. B) Óptimas. C) Exageradas. D) Selección de la frecuencia del transductor (P: penetración o frecuencia más baja; T: general o frecuencia media; R: resolución o frecuencia más alta).

Congelar «cineloop» (freeze)

Una vez lograda la imagen, es necesario congelarla para operar sobre ella (animación 1-14). Como dato para el cuidado de los transductores y su longevidad, cuando no se esté utilizando el equipo y este se encuentre encendido, es conveniente congelar la imagen o «freezarla», justamente para evitar que el transductor siga emitiendo ultrasonidos y se gasten innecesariamente los cristales.

Animación 1-14

Imagen en tiempo real e imagen congelada. Nótese que sobre esta última es posible moverse *frames* adelante o bien *frames* atrás y, con ello, seleccionar el mejor cuadro para algunas mediciones, o bien para su simple observación.

Profundidad (depth)

Es el comando que permite avanzar de superficie a profundidad, es decir, desde el campo cercano al lejano, y viceversa (fig. 1-19 y vídeo 1-20). Como regla general, es recomendable iniciar el estudio a la mayor profundidad posible, abarcando todas las estructuras a explorar (como en una «vista panorámica»). Una vez obtenido el «panorama» de la exploración se ajustará la profundidad conforme al interés del operador.

Vídeo 1-20

Ajuste de la profundidad desde el campo cercano hasta el lejano. Nótese que la profundidad debe incluir adecuadamente la estructura que se va a evaluar, sin mostrarla incompleta ni demasiado alejada.

Posición focal (focus)

El foco se refiere a una o más franjas horizontales de la pantalla, que se le indican al equipo, donde es deseable que se mejore el balance de la escala de grises (es la zona mencionada previamente donde el haz ultrasónico es más fino y, por tanto, mejor es la resolución) (fig. 1-20 y vídeo 1-21). Pueden agregarse múltiples focos, aunque al costo de ir enlenteciendo la imagen en tiempo real (menos *frames* por segundo).

Vídeo 1-21

Manipulación de los focos en posición y cantidad en una ecografía en tiempo real (obsérvese en la escala), y marcada disminución en la resolución temporal al aumentar el número de focos en el final del *clip*.

Mediciones (measure, calipers)

Cada *preset* suele contar con un paquete de mediciones. Los calibradores (*calipers*) permiten tomar simples distancias en una imagen, que se

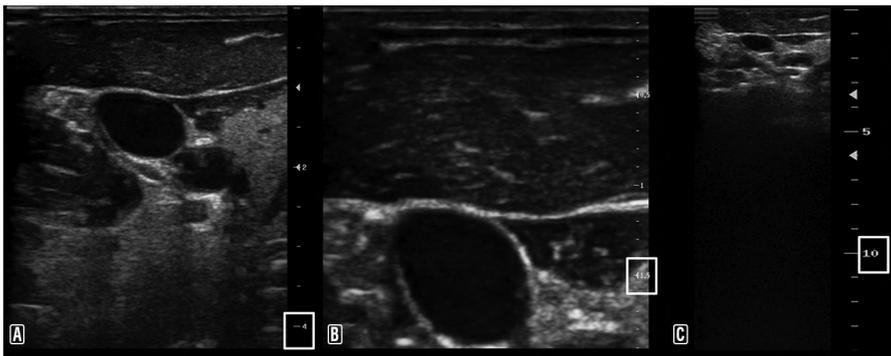


Figura 1-19 Profundidad. Nótese que a medida que se incrementa la profundidad se gana en imagen en el campo lejano, aunque se pierde información en el campo cercano, y viceversa. Los recuadros indican la profundidad a la que se encuentra trabajando el equipo. A) Profundidad aceptable. B) Imagen demasiado superficializada. C) Imagen exageradamente profundizada.

denominan mediciones lineales (fig. 1-21A). Por otra parte, según el *preset* también puede trazarse el área (fig. 1-21B) y determinar el volumen (fig. 1-21C) mediante planimetría.

Imagen dual (pantalla partida o compuesta)

Permite dividir la pantalla para trabajar dos imágenes simultáneas o componer una que por su mayor tamaño no cabe en la pantalla simple. A menudo suele utilizarse para la medición del volumen de

la vejiga o de la próstata (fig. 1-22). También sirve para comparar con el lado contralateral (en teoría sano) cuando se encuentra una imagen que impresiona patológica.

Trackball

Permite trabajar con las opciones de medición y *calipers*, así como también desplazarse *frame a frame* una vez congelada la imagen (v. animación 1-14).

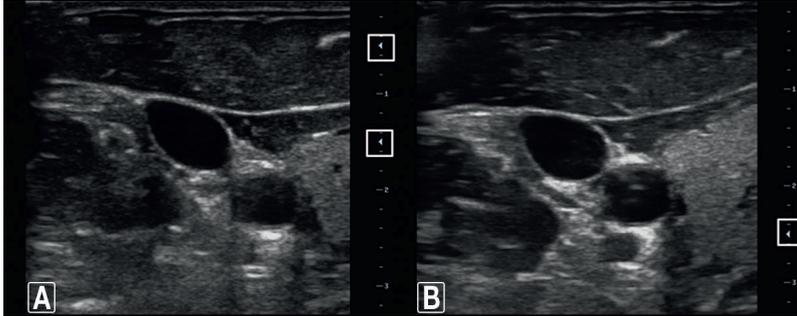


Figura 1-20 Focos a distintas profundidades. Se mejora la resolución en la zona donde se localice el/los foco/s (*recuadros*). A) Dos focos, posicionados a niveles superficiales, permitiendo mejorar la resolución en estos sectores de la imagen. B) Foco posicionado más profundamente, ganando resolución en ese sector, en desmedro de las estructuras más superficiales (compárense A y B en el primer centímetro, ver escala a la derecha).

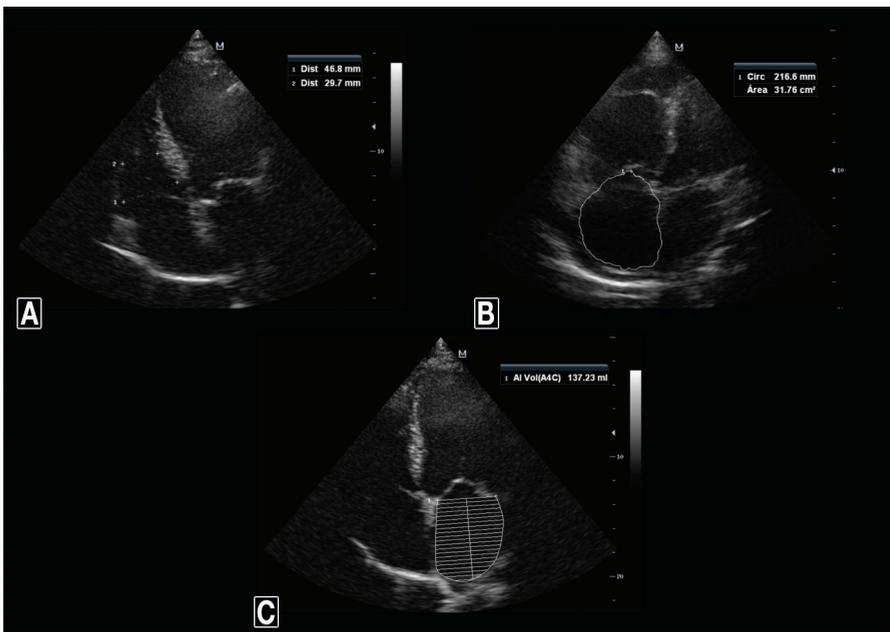


Figura 1-21 Las medidas en el modo bidimensional pueden ser lineales, es decir, simples mediciones de distancia (en mm o cm) (A); puede mensurarse un área mediante planimetría (en cm^2) (B); o bien puede medirse un volumen directamente (en cm^3 , p. ej., mediante el método de Simpson) (C). En la práctica, las mediciones lineales son las más utilizadas.

Zoom

Ampliación de un área elegida de la pantalla, que puede ser aplicada en tiempo real, o en algunos equipos con la imagen congelada (fig. 1-23 y vídeo 1-22).



Vídeo 1-22

Vista normal y vista *zoom* en un ecocardiograma en tiempo real.

Pos-procesos de imagen

Es la posibilidad que brinda el sistema de trabajar sobre la imagen ya congelada, mediante *zoom* (no en todos los equipos), cambio de la escala de grises, etc.

Field of view (FOV)

Es la opción que permite modificar las líneas de barrido del transductor: al disminuir el FOV es posible mejorar la resolución temporal; al aumentarlo, esta disminuye. Según lo que se necesite de la imagen, se ajustará dicho parámetro. Como ya se ha mencionado antes brevemente, este parámetro es útil para modificar un transductor convexo y asemejarlo al sectorial cuando no se dispone de este último (fig. 1-24A, B y vídeo 1-23). Nótese en el vídeo 1-23 cómo el angostamiento del haz permite evidenciar de manera más rápida el movimiento del corazón. Aplicando un concepto similar, es posible ampliar el campo de visión mediante la imagen trapezoidal (solo para transductores lineales) (fig. 1-24C, D), a expen-

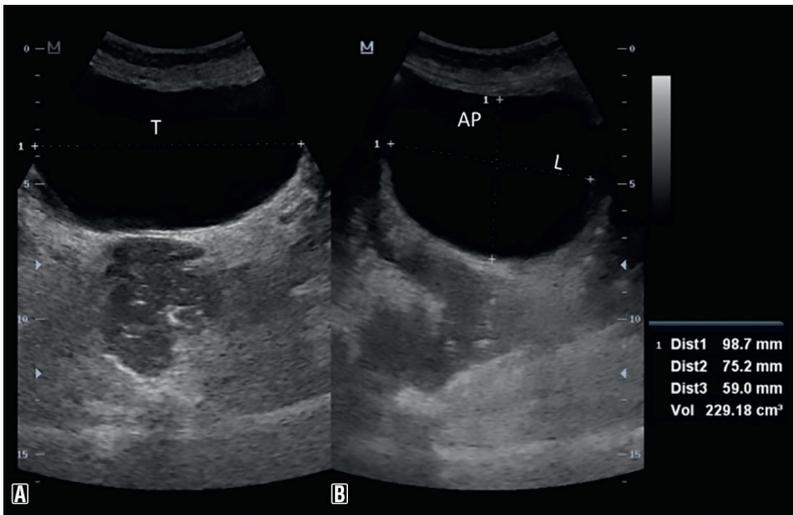


Figura 1-22 Imagen dual o «a pantalla partida» y uso de los *calipers*. En este caso permitió la comparación de los dos planos de estudio de la vejiga (transversal [A] y longitudinal [B]), y la medición del volumen de orina, de 229 cm³, utilizando el método de las 3 distancias. Con este método, el volumen se calcula mediante la fórmula $(A \times B \times C)/2$. En este caso, A es el diámetro transversal (T), y B y C los diámetros anteroposterior (AP) y longitudinal (L), respectivamente.

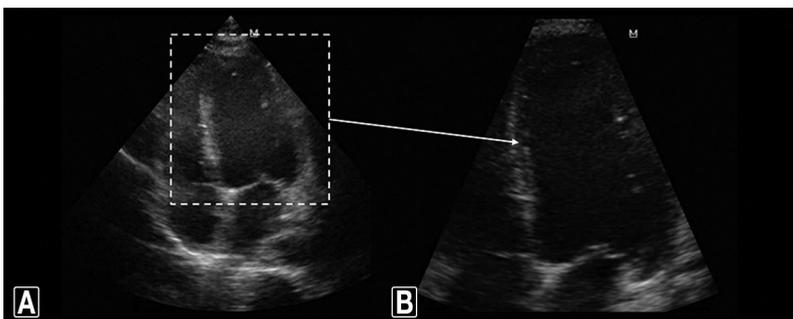


Figura 1-23 A) Vista normal. B) Vista *zoom*.

sas de disminuir la resolución temporal (es como transformar un transductor lineal a un «símil convexo»). En caso de no contar con un transductor sectorial, el angostamiento del haz de un transductor convexo permite asemejarlo (al menos en la imagen) al sectorial, ganando así en resolución temporal.

Vídeo 1-23

Angostamiento del haz de un transductor convexo, donde se evidencia una concreta mejoría en la resolución temporal. El recuadro rojo indica la resolución en tiempo real, que se define por la cantidad de cuadros por segundo (o *frames* por segundo): mayores *frames* por segundo expresan una mejor resolución.

Animación 1-15

Modo M. El modo M informa acerca del movimiento de una estructura en el tiempo. En determinado tiempo solamente puede visualizarse la pelota a una única altura.

Modo M

En este modo de representación de los ecos se expresa el movimiento de las interfases reflectantes, y por ello se denomina *modo M* o *de movimiento de los ecos en el tiempo* (animaciones 1-15 y 1-16, vídeo 1-24 y fig. 1-25).

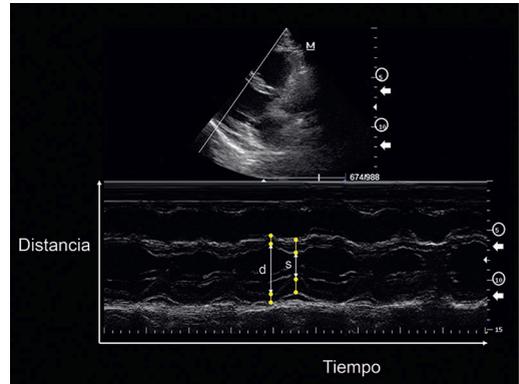


Figura 1-25 Modo M en un ecocardiograma en el eje largo paraesternal. En amarillo se representa el espesor parietal en diástole (d) y en sístole (s). Con finas flechas blancas de doble punta se muestran los diámetros diastólico (d) y sistólico (s). Como guía para ubicar las estructuras en relación al modo bidimensional, se remarcaron las profundidades en círculos y flechas blancas.

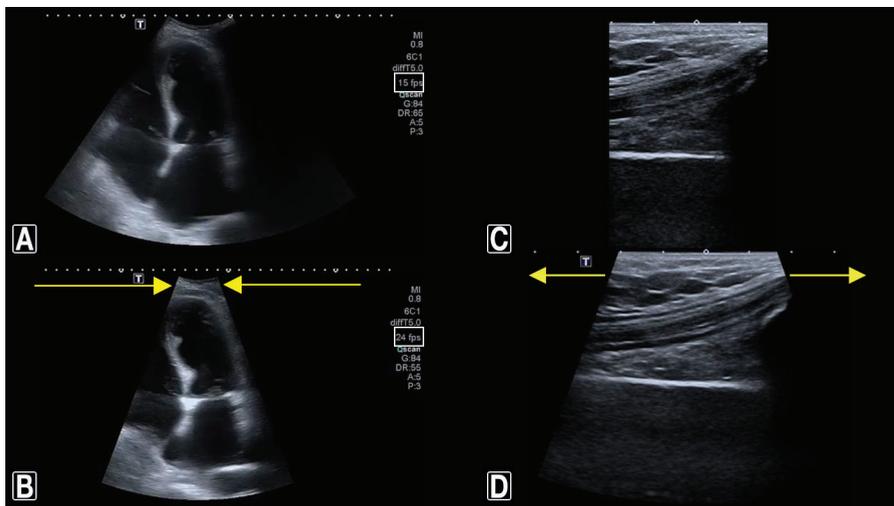


Figura 1-24 A y B) Modificación del campo de visión (FOV). Las flechas amarillas indican la reducción del campo de visión, lo cual se encuentra íntimamente ligado a la mejoría de la resolución temporal (recuadros blancos), de 15 fps en A a 24 fps en B. C y D) Imagen trapezoidal. Las flechas amarillas indican el aumento del campo de visión en D respecto a C, lo que generó más líneas de imágenes, pero a cambio de una menor resolución temporal.

Animación 1-16

Modo M. En el tiempo mostrará la película completa: cuando pica alto y cuando sigue picando más bajo, y la representará en la línea de tiempo. El eje vertical representa la distancia (altura a la que pica la pelota) y el eje horizontal representa el tiempo.

Video 1-24

Modo M en un ecocardiograma en el eje largo paraesternal. Nótese la excelente resolución temporal del método, que permite definir el movimiento de las paredes, el engrosamiento parietal y, con ello, la sístole y la diástole.

El modo M brinda una impresionante resolución temporal y por ello se utiliza habitualmente en ecocardiografía para evaluar la motilidad parietal, y con esto la medición precisa en el tiempo de la sístole y la diástole, en la medición de los espesores parietales y los diámetros ventriculares, y también en la cuantificación de los movimientos anulares sistólicos mitral y tricuspídeo (*mitral annular plane systolic excursion* [MAPSE] y *tricuspid annular plane systolic excursion* [TAPSE], respectivamente; [fig. 1-26](#)). Asimismo, en ecografía pulmonar puede ser de utilidad para evaluar el deslizamiento pulmonar, y la contracción del diafragma. El principal problema con el uso del modo M es que, cuando las estructuras a explorar no se encuentran perfectamente perpendiculares a la línea de medida, pueden equivocarse las medicio-



Figura 1-26 Modo M que permite medir el movimiento del anillo tricuspídeo (TAPSE).

nes (tanto sobrevalorarse como infravalorarse). Actualmente, algunos equipos permiten corregir ese ángulo creado, y es lo que se constituye en el modo M anatómico, no disponible en todos los ecógrafos.

Pese a las utilidades de dicho método en el enfermo crítico, su uso no es imprescindible ni suele cambiar conductas en la práctica, por lo que la postura respecto a utilizarlo o no queda a libre elección del operador.

Doppler

Para la obtención de la imagen bidimensional se examinan objetos estáticos (o casi), y cuanto más perpendicular (reflexión especular) se incida a la estructura, más ecos se obtendrán y por tanto las imágenes serán óptimas. Sin embargo, para objetos en movimiento como la sangre, el concepto es totalmente diferente. En el caso del Doppler es necesario enfrentarse al objeto que se acerca o se aleja para poder estimar velocidades correctamente (que en definitiva es lo que suele medirse con el Doppler). Por tanto, para el Doppler, cuanto más «paralelo» u orientado al flujo se encuentre el haz de ultrasonidos, se obtendrán resultados más precisos.

Efecto Doppler

Cuando los ultrasonidos impactan a determinada frecuencia contra un objeto estático, la frecuencia de retorno es la misma ([animación 1-17](#)).

Animación 1-17

Objeto estático. La frecuencia de retorno del ultrasonido es la misma que la de emisión.

En blancos móviles como la sangre, cuando el transductor emite el ultrasonido a una frecuencia determinada, si el objeto se acerca al transductor se comprime la onda de retorno, disminuyendo su longitud de onda y en consecuencia aumentando su frecuencia de retorno al transductor (como se mencionó antes, la longitud de onda es inversamente proporcional a la frecuencia) ([animación 1-18](#)).

 **Animación 1-18**

Efecto Doppler. Objeto en movimiento que se acerca al transductor. La frecuencia de emisión es distinta a la de recepción (variación de frecuencia). Como puede apreciarse, la frecuencia de retorno es mayor que la de emisión (la onda se comprime).

Cuando el objeto se aleja, se «estira» la onda de retorno, aumentando la longitud de onda y, por tanto, disminuyendo la frecuencia del sonido que retorna al transductor (animación 1-19).

 **Animación 1-19**

Efecto Doppler. El objeto se aleja del transductor. La frecuencia de retorno es menor que la de emisión (variación de frecuencia, la onda se estira).

El efecto Doppler puede representarse con el ejemplo de una persona que oye el sonido de una sirena de ambulancia. Cuando la ambulancia se acerca, el sonido es más agudo (aumenta la frecuencia entre el sonido emitido y el oído de la persona), y cuando se aleja, el sonido es más grave (disminuye la frecuencia) (video 1-25).

 **Video 1-25**

Efecto Doppler ejemplificado con la sirena de una ambulancia, cuyo sonido es más agudo (de mayor frecuencia) al acercarse y se vuelve más grave (de menor frecuencia) al alejarse del espectador.

Modificado de: <https://www.youtube.com/watch?v=2XuwvZovOwjA>. WillCFish Fishing TipsandTricks, bajo licencia Creative Commons Attribution.

Fórmula Doppler

Para describir la variación de la frecuencia se dispone de la siguiente ecuación, que se denomina *fórmula Doppler*:

$$\text{Variación de frecuencia } (\Delta F) = 2 \times F \times V \times \cos^\circ / C$$

donde F es la frecuencia de ultrasonidos (2 porque se toma en cuenta el camino de ida y de vuelta

de los ultrasonidos), V es la velocidad de flujo, \cos° es el coseno del ángulo de insonación, y C es la velocidad de propagación, de 1.540 m/s (sangre = tejidos blandos), la cual es constante, como se ha mencionado anteriormente.

Despejando la fórmula:

$$V = (\Delta F \times C) / (2 \times F \times \cos^\circ)$$

Comprendiendo la ecuación, el valor más importante es el coseno del ángulo de insonación. Si se incide perpendicularmente al blanco móvil (como sería correcto para la obtención de imágenes 2D), el coseno de 90° es 0 y por tanto no se producirá variación de frecuencia, y así el efecto Doppler estará ausente (fig. 1-27A). Por el contrario, si se incide un objeto móvil a 0° (ángulo ideal), el coseno de 0 es 1, y por tanto, el efecto Doppler se expresará al máximo.

Un ángulo de insonación respecto al flujo mayor de 20° producirá resultados insatisfactorios en la variación de frecuencia Doppler, y así en las velocidades estimadas (fig. 1-27B). Afortunadamente existe en los equipos la posibilidad de corrección electrónica del ángulo, permitiendo orientar los ultrasonidos al flujo y así obtener velocidades precisas (v. más adelante). La corrección electrónica del ángulo se utiliza de rutina en Doppler vascular, pero no en ecocardiografía.

Tipos de Doppler

Se utilizan el Doppler color, tanto en su forma bidireccional como de energía o *power* angio, el Doppler espectral pulsado y continuo, y el Doppler tisular (color y pulsado). De la combinación de varios de ellos con el modo bidimensional surge la nomenclatura habitual para cada modo: Doppler ciego (un modo), dúplex (2 modos) y triplex (3 modos) (fig. 1-28).

Doppler color

El Doppler color suele ser la primera modalidad de Doppler que se emplea para guiar a posteriori el Doppler espectral (pulsado, continuo o tisular pulsado). Es un modo de Doppler en el cual el flujo se codifica en una gama de colores en un área

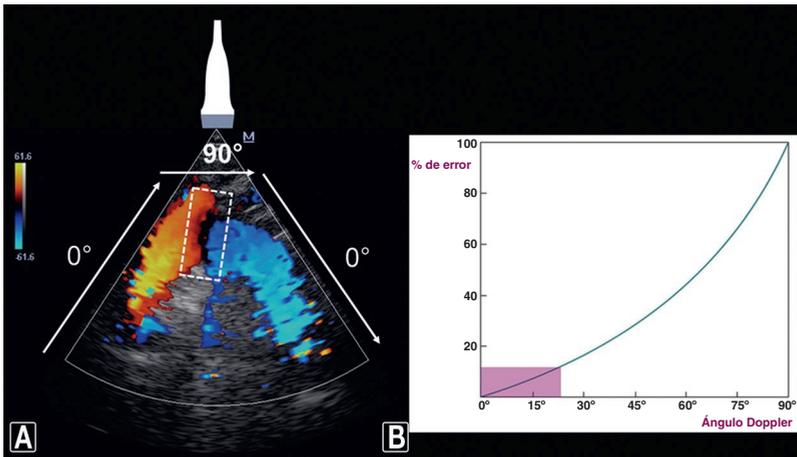


Figura 1-27 A) Representación del efecto Doppler en condiciones reales. Nótese que la porción horizontal del cayado de la aorta se encuentra con su flujo dirigiéndose de manera horizontal y a 90° del transductor, lo que al Doppler color se manifiesta como una banda de color negro. Los flujos de la aorta ascendente y descendente que se orientan adecuadamente al haz de ultrasonidos se representan en rojo (se acercan, correspondiente al flujo de la aorta ascendente) y azul (se alejan, correspondientes al flujo de la aorta descendente). B) Porcentaje de error en el cálculo de velocidades a medida que el ángulo Doppler se aleja de 0. Nótese que hasta 20° es todavía un ángulo aceptable, punto donde la curva de porcentaje de error comienza a hacerse empinada.

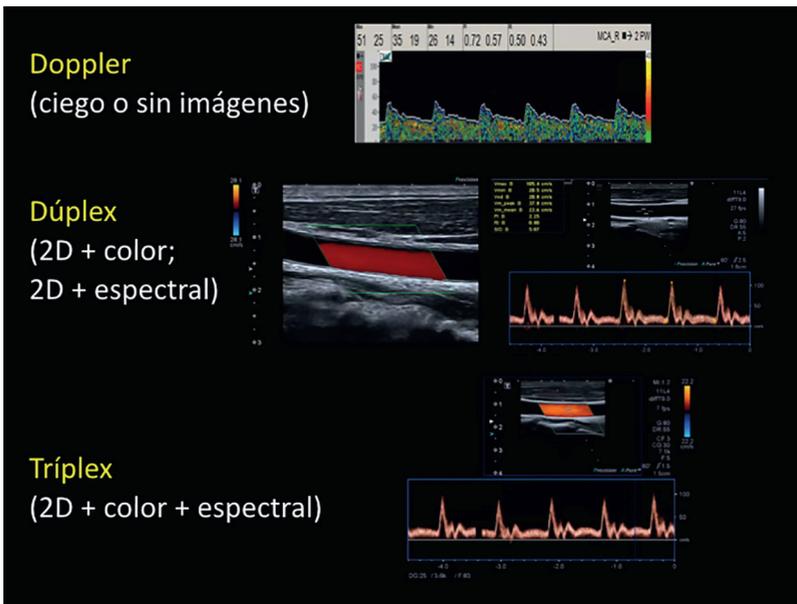


Figura 1-28 La sumatoria de modos permite definir los distintos tipos de imágenes obtenidas: Doppler ciego (un modo; habitualmente utilizado en Doppler transcraneal), dúplex (dos modos) y tríplex (tres modos).

determinada o región de interés (v. más adelante) (fig. 1-29 y videos 1-26 a 1-28), lo que permite determinar si el flujo está o no presente y si este se acerca o se aleja del transductor. A menudo (siem-

pre en ecocardiografía), el rojo es el color que se codifica cuando el flujo se acerca al transductor, y el azul cuando se aleja (fig. 1-29A, animación 1-20 y videos 1-27 y 1-28).

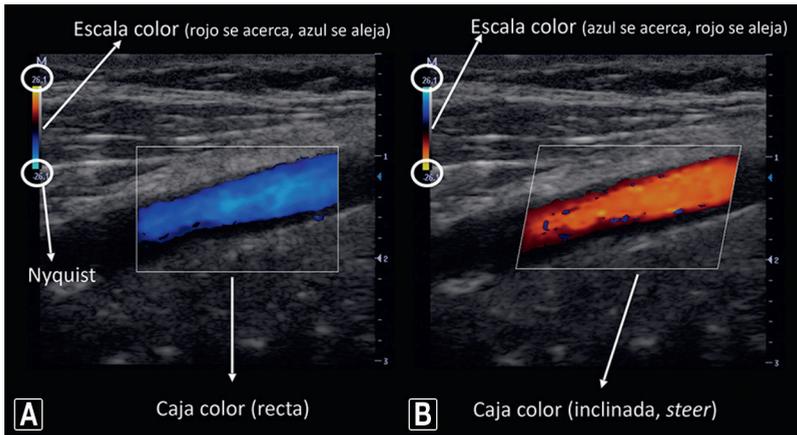


Figura 1-29 Doppler color. A y B) Caja color, escala color, inclinación del cajón y Nyquist (círculos blancos). Nótese en B la inclinación (*steer*) de la caja color y la inversión de la escala color, por lo cual el flujo se codifica en distinto color respecto a A.



Vídeo 1-26

Ecografía Doppler color en tiempo real. Nótese la aparición de la caja color, la objetivación de flujo dentro del vaso y su codificación en colores.

(se alejan del transductor, en azul) en un ecocardiograma en el plano apical de cuatro cámaras (solo representadas tres cámaras). Al: aurícula izquierda; TSVI: tracto de salida del ventrículo izquierdo; VI: ventrículo izquierdo.



Vídeo 1-27

Ecografía Doppler color en tiempo real (exploración vascular), en la que pueden verse la caja color o ROI, y la codificación de colores de la escala, y así es posible evaluar si los flujos se acercan o se alejan del transductor.

Igualmente, es importante observar cómo se encuentra representada la escala, dado que puede encontrarse invertida y prestarse a confusión (fig. 1-29B y vídeo 1-29). En ambos extremos de la escala aparecen dos números (uno positivo y uno negativo), que corresponden al Nyquist o límite de *aliasing*, que justamente indica el límite de velocidades que se registrarán sin que la codificación de los colores se presente de manera ambigua (en otras palabras, sin saber si el flujo se acerca o se aleja), o lo que es lo mismo, representado como un mosaico de colores (v. «*Aliasing*» más adelante). La caja color o ROI (*region of interest*) determina el área del modo B explorada con el Doppler para detectar flujos y codificarlos en color. La caja color puede inclinarse (función *steer*, solo aplicable en Doppler vascular) para alinearse mejor con el vaso y su flujo, y así obtener una mejor codificación en color del flujo (v. fig. 1-29B y vídeo 1-29). El uso de la inclinación electrónica o *steer* se fundamenta en que se intenta corregir el ángulo de insonación, algo que también puede hacerse mediante la manipulación del transductor (*animación 1-21*). Cabe decir que la caja debe ajustarse en tamaño de manera coherente con el flujo



Vídeo 1-28

Ecocardiografía Doppler color en tiempo real, en el plano apical de cuatro cámaras, en donde se evidencian dos regurgitaciones cuyos flujos codifican en sentido contrario al fisiológico (en rojo, el de la regurgitación aórtica; en azul, el de la insuficiencia mitral). La interpretación correcta de dichos flujos surge de comprender adecuadamente la escala de colores del Doppler. Al: aurícula izquierda; Vao: válvula aórtica; VI: ventrículo izquierdo.



Animación 1-20

Representación de la codificación al Doppler color de los flujos de entrada (se acercan al transductor, en rojo) y de salida

que quiera explorarse, ya que las cajas amplias producen irremediablemente una menor resolución temporal y un considerable enlentecimiento de la imagen en tiempo real (vídeo 1-30). Al igual que en el modo bidimensional, las ganancias Doppler son un parámetro necesario que permite corregir la atenuación de los ecos. Las ganancias altas producirán sobresaturación de la señal o *bleed*, es decir, una señal sobresaturada que excede las paredes del vaso, mientras que las ganancias bajas producirán pérdida de señales. Entre ambas se encontrarán las ganancias óptimas (fig. 1-30 y vídeo 1-31).

Vídeo 1-29

Manipulación de la inclinación de la caja color para optimizar la codificación del flujo. Nótese cómo al inclinar la caja para un lado y el otro cambia la codificación de la escala de color.

Animación 1-21

Representación de la inclinación electrónica de la caja color mediante *steer* y de la maniobra de corrección manual mediante la manipulación del transductor. Con una insonación perpendicular al flujo (90°) es de esperar la ausencia de señal al Doppler color. Con el *steer* se puede corregir el ángulo de insonación y así identificar la señal Doppler en el interior del vaso. Una manipulación inteligente del transductor (levantando uno de sus extremos) tiene el mismo efecto que el *steer*.

Vídeo 1-30

Disminución en la resolución temporal (imágenes más lentas, menos fps, recuadro rojo) con cajas color amplias en relación a cajas pequeñas. La caja color debe ajustarse coherentemente al flujo que pretende explorarse, evitando así enlentecer las imágenes (pérdida de resolución temporal) y que el Doppler color pierda sensibilidad.

Vídeo 1-31

Manipulación de las ganancias en Doppler color (el recuadro rojo indica el nivel de las ganancias), desde la no obtención de señal hasta su sobresaturación o *bleed*.

Aliasing

Es un artefacto en el que el flujo se representa como un mosaico de colores (fig. 1-31A y vídeo 1-32). El *aliasing* aparece cuando las velocidades de flujo exceden el límite de detección o Nyquist establecido, y por tanto el sistema no puede comprender si el flujo se acerca o se aleja del transductor. Algo parecido ocurre en el cine con el ejemplo de la vieja filmadora, donde la rueda interna claramente gira en sentido horario, y en cambio la rueda externa gira a una velocidad que supera la velocidad de los fotogramas de la película, con lo que dicha rueda daría la impresión de girar al revés. La forma de corregir este fenómeno es fundamentalmente aumentando el límite de detección, escala o Nyquist (fig. 1-31B y vídeo 1-32).

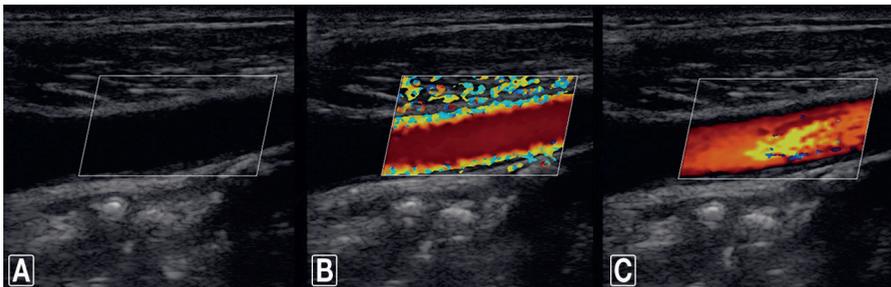


Figura 1-30 Ganancias color. A) Ganancias color excesivamente bajas, donde no se detecta flujo. B) Ganancias color exageradas, donde la señal se sobresatura excediendo los límites del vaso (lo que se denomina *bleed* o «sangrado» de la señal). C) Ganancias adecuadas. El flujo del vaso se colorea por completo, sin exceder los límites de las paredes.

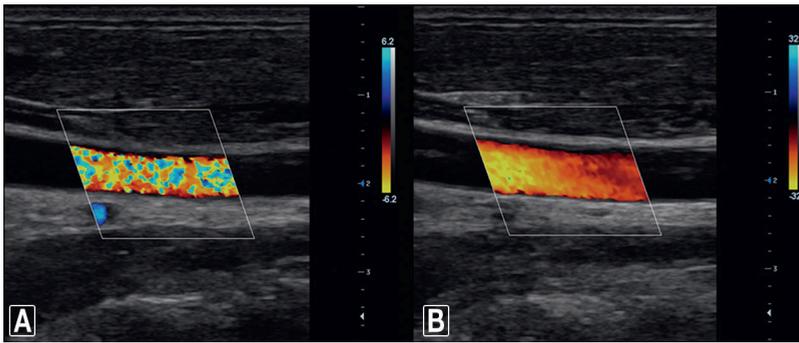


Figura 1-31 *Aliasing* color (mosaico de colores) y su corrección modificando el límite de detección. A) *Aliasing* (escala a derecha, $\pm 6,2$). B) Corrección del mosaico de colores al aumentarse el límite de detección (escala ± 32). Aumentar el límite de detección puede resultar en la desaparición de la señal de flujo, mientras que disminuir el límite de detección puede producir el fenómeno de *aliasing*. Como regla práctica, es mejor corregir un poco de *aliasing* que un error en la interpretación de «ausencia de flujo» por un límite de detección demasiado alto.



Vídeo 1-32

Aliasing y su corrección mediante el aumento del límite de detección o escala (observar el cambio en los valores numéricos de la escala).

Cuando no se detecten flujos al encenderse el Doppler color, generalmente porque estos son de muy baja velocidad, los pasos sugeridos para mejorar la sensibilidad son disminuir el límite de detección al mínimo posible, reducir la caja color (mejora la resolución temporal), aumentar la ganancia Doppler y corregir la inclinación de la caja color (función inclinación o *steer*).

Doppler pulsado (PW, *pulsed wave Doppler*)

En el Doppler pulsado se utiliza el mismo cristal para la emisión y la recepción de los ultrasonidos. Siendo así, se necesita un «tiempo de espera» para recoger los ecos y así volver a emitir nuevos pulsos (animación 1-22).



Animación 1-22

Doppler pulsado. No vuelven a emitirse pulsos hasta que no retornan los enviados previamente.

Las ventajas del Doppler pulsado son que permite interrogar las velocidades de flujo que suceden puntualmente en un sector del vaso o tracto (volumen de muestra, ROI; v. más adelante) y además permite corregir electrónicamente el ángulo para alinear los ultrasonidos al flujo. La desventaja es que puede detectar velocidades de hasta 1,5-2 m/s, momento en que comienza a aparecer el fenómeno de *aliasing* espectral (v. más adelante).

Doppler continuo (CW, *continuous wave Doppler*)

Utiliza dos cristales, uno para la emisión y otro para la recepción de los ultrasonidos (animación 1-23), y por ello se encuentra todo el tiempo emitiendo ultrasonidos y recibiendo ecos. De esta manera se posibilita permanentemente la detección de las variaciones de frecuencia. La ventaja es que puede detectar velocidades muy altas (por encima de 1,5-2 m/s) y por tanto no sufre fenómeno de *aliasing* (v. más adelante). La principal desventaja es que no permite determinar el lugar exacto de medición, sino que determina la máxima variación de frecuencia a través de la línea de investigación. El Doppler continuo se utiliza prácticamente de manera exclusiva en ecocardiografía.



Animación 1-23

Doppler continuo. Se emiten pulsos y se reciben ecos permanentemente.

Doppler espectral

Es la representación gráfica de las ondas de velocidades de flujo obtenidas mediante Doppler pulsado, continuo y tisular pulsado. El gráfico que se dibuja en cada ciclo cardíaco se denomina espectro u onda de velocidad de flujo, el cual presenta una velocidad máxima o pico, una velocidad final, una velocidad media y una ventana espectral (ecocardiograma y arterial, [fig. 1-32A y B](#) y [vídeo 1-33](#)). En el caso del flujo venoso, este es normalmente fásico, en relación al juego de presiones que afectan dicho flujo ([fig. 1-32C](#) y [vídeo 1-34](#)).



Vídeo 1-34

El flujo venoso normal, a diferencia del arterial, es fásico y no pulsátil, dadas las variaciones en el flujo (flechas) inducidas por la transmisión de las presiones intratorácicas que se producen durante la respiración normal.



Vídeo 1-33

Doppler espectral arterial (pulsátil) en tiempo real.

Variables de ajuste

Ángulo de insonación

Se corrige manualmente orientando el transductor al flujo, o bien mediante angulación electrónica (en Doppler vascular). Como ya se ha mencionado, el ángulo ideal y el utilizado en ecocardiografía es de 0° (v. [fig. 1-32A](#)); en Doppler vascular se corrige electrónicamente hasta un máximo de 60° (v. [fig. 1-32B](#) y [vídeo 1-35](#)). El Doppler color puede, y suele, utilizarse previo al posicionamiento del Doppler pulsado o continuo para definir la dirección del flujo.

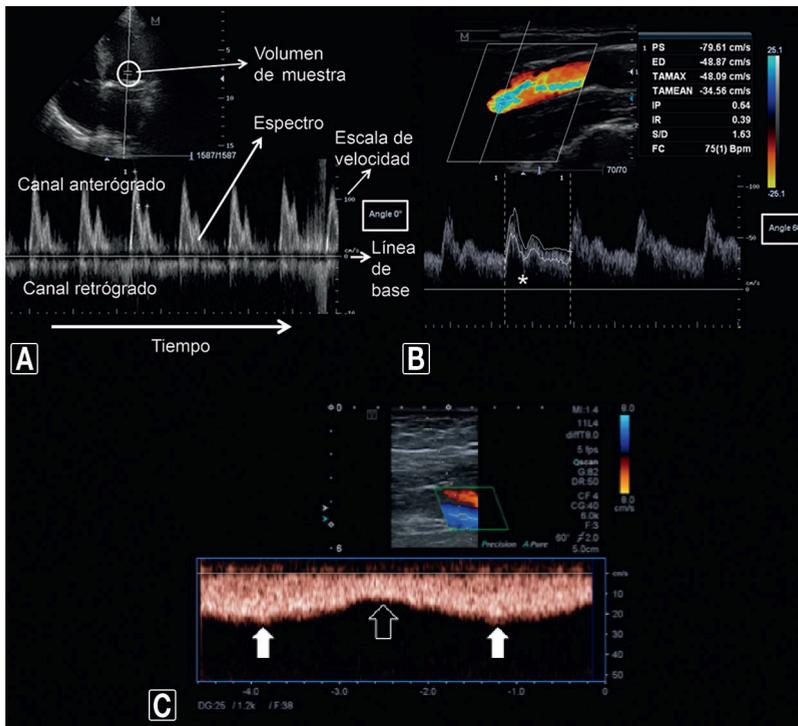


Figura 1-32 A) Espectro Doppler y variables del Doppler espectral; el recuadro blanco indica el ángulo de insonación. B) Espectro Doppler del flujo en un vaso y sus componentes. Velocidad máxima, en este caso velocidad pico sistólica (PS); velocidad final, en este ejemplo velocidad de fin de diástole (ED); velocidad media de las velocidades máximas del espectro (TAMAX), y velocidad media obtenida de todo el rango de velocidades del espectro (TAMEAN); el recuadro blanco indica el ángulo de insonación. La ventana espectral se representa bajo el espectro (*asterisco*), siendo en este caso negra (indica flujo laminar). C) Espectro Doppler venoso, en el que se observa la fasicidad (*flechas blancas y negra*) secundaria a los cambios de presiones con los ciclos respiratorios que impactan en el flujo venoso.

Video 1-35

Corrección del ángulo. La corrección electrónica del ángulo no debe exceder los 60°, y por ello muchos equipos no permiten sobrepasar ese límite. El cursor debe alinearse con el flujo, respetando la corrección angular máxima permitida. Nótese el aumento de las velocidades a medida que se logra alinear correctamente el cursor con el flujo. A menudo, el ángulo permanece fijo en 60° y es posible alinearlo perfectamente al flujo con el *steer* (patrimonio exclusivo de los transductores lineales) (v. [video 1-36](#)). En ecocardiografía no debe corregirse el ángulo (se utiliza 0°).

Steer

Similar al *steer* en Doppler color, existe la opción de *steer* en el Doppler espectral (se usa la misma tecla o perilla). Vale decir que, en modo triplex, el mismo *steer* se aplica a la caja y al Doppler espectral. La opción de *steer* permite una alineación rápida y efectiva del cursor con el flujo. A menudo, el ángulo permanece fijo en 60° en la mayoría de los equipos independientemente del *steer*, lo que permite hacer más comparables los resultados (ya que no hay posibilidad de usar ángulos distintos) ([video 1-36](#)).

Video 1-36

Steer. El recuadro rojo indica el ángulo, que se mantiene fijo en 60°, independientemente de la inclinación.

Línea de base

Cuando se grafica un espectro, se considera una línea de base. Los registros en el canal superior de la misma (canal anterógrado) representan la velocidad de los flujos que se acercan al transductor, mientras que los registros del canal inferior (canal retrógrado) representan la velocidad de los que se alejan del haz de ultrasonidos (v. [fig. 1-32A](#)).

Volumen de muestra

Es el área de insonación donde se concentran los pulsos de ultrasonidos emitidos para el análisis espectral. El tamaño del volumen de muestra debe ajustarse al diámetro del vaso y localizarse en el centro de este último si se miden velocidades ([fig. 1-33A](#) y [video 1-37](#)). En caso de cuantificar el flujo (caudal), debe ensancharse el volumen de muestra a todo el diámetro del vaso ([fig. 1-33B](#) y [video 1-37](#)). En el Doppler continuo, el volumen de muestra se suele representar como una «gota», aunque a diferencia del Doppler pulsado, no significa que registre puntualmente las velocidades en ese sitio, sino que mejora la resolución en la obtención de las velocidades de flujo a tal nivel.

Video 1-37

Volumen de muestra (recuadros rojos). En lo referente al ajuste del volumen de muestra, este debe ocupar el centro del vaso, que es donde ocurren las mayores velocidades. Nótese que, a medida que se agranda el volumen de muestra, el espectro se torna «sucio». En una región estenótica, se posicionará y se ajustará el tamaño del volumen de muestra al área residual.



Figura 1-33 Volumen de muestra (*recuadros*). A) Ocupando el centro del vaso (utilizado para la medición absoluta de velocidades). B) Ocupando todo el diámetro del vaso (utilizado para el cálculo del caudal).

Filtros de pared

Los filtros de pared eliminan las variaciones de frecuencia menores que el límite seleccionado. Deben manejarse cuidadosamente, prestando atención de no filtrar frecuencias necesarias (p. ej., bajas velocidades diastólicas). En términos prácticos es como una «goma de borrar», es decir, filtra velocidades que vienen de la pared y que no deben sumar normalmente al espectro (p. ej., para no confundir una señal proveniente de la pared con un flujo en caso de una obstrucción arterial), pero tampoco deben eliminarse velocidades diastólicas bajas (fig. 1-34 y vídeo 1-38).

Vídeo 1-38

Filtro de pared (*wall filter*) que, esencialmente, borra la señal proveniente de la pared para que no entre en el espectro. Debe prestarse atención a que el borrado de este componente de la señal espectral no influya en la detección de velocidades

muy bajas que puedan estar presentes en el espectro. Nótese que, con filtros elevados, aparece una banda negra por encima de la línea de base, y con filtros bajos aparece un componente blanco intenso pegado a la línea de base, lo cual corresponde a la señal de la pared. El ajuste correcto no debe mostrar señal de pared ni un borrado exagerado de las señales espectrales.

Ganancia Doppler espectral

La ganancia Doppler espectral aumenta o disminuye las intensidades de las señales obtenidas. Una ganancia excesiva determinará la obtención de un espectro sucio, es decir, una señal muy blanca con bordes deflecados, mientras que una ganancia baja producirá pérdida de señales de baja velocidad. Una señal apenas discernible se deberá, a menudo, a ganancias insuficientes. Es necesario un intermedio de estos extremos para obtener espectros aceptables (fig. 1-35 y vídeo 1-39).

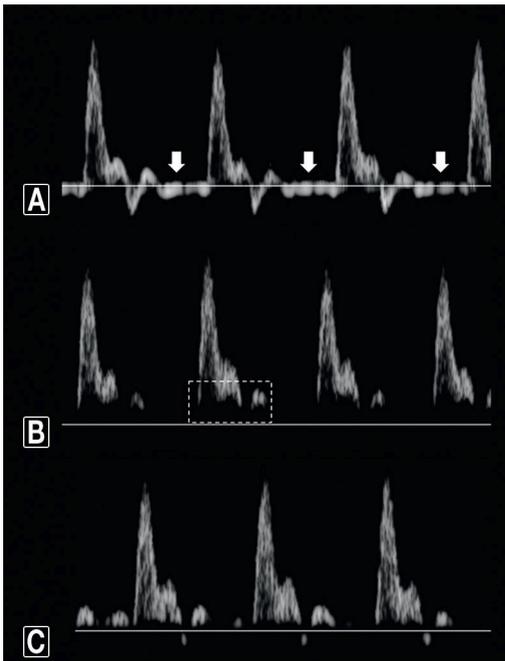


Figura 1-34 Filtros de pared (*wall filter*). A) Sin filtro de pared, siendo notoria una señal blanca proveniente de esta (*flechas*). B) Filtro de pared muy elevado. Nótese la banda negra (*recuadro*) por encima de la línea de base. C) Filtro de pared óptimamente ajustado.

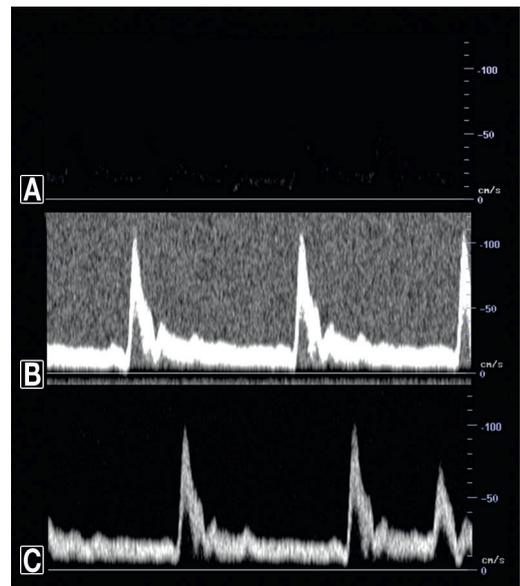


Figura 1-35 Ganancia espectral. A) Ganancias muy reducidas, no visualizándose prácticamente la señal espectral. B) Ganancias muy aumentadas, mostrándose una señal muy blanca, que excede al espectro inclusive. C) Ganancias adecuadas, con un dibujo perfecto de la onda de velocidad de flujo y de la ventana espectral.



Vídeo 1-39

Ganancias espectrales. Al igual que en el modo bidimensional y el Doppler color, con el Doppler pulsado se produce atenuación de los ecos y, por ende, puede ser necesario ajustar las ganancias. El ajuste correcto permitirá el dibujo del espectro sin blancos que excedan la señal ni sobresaturen el área bajo el espectro, lo que se llama «ventana espectral». El recuadro rojo indica el nivel de las ganancias aplicadas.

Inversión del espectro

Por convención, los espectros arteriales se presentan en el canal anterógrado y los espectros venosos se presentan en el canal retrógrado, aunque queda a elección del operador cómo mostrarlos. Los flujos que se acercan al transductor se presentan con un signo más (+) en la escala numérica de velocidades; los que se alejan, con un signo menos (-). Uno u otro pueden estar en el canal anterógrado o en el canal retrógrado, dependiendo de la escala. En el vídeo 1-40 se invirtió la escala y los valores positivos quedaron en el canal retrógrado. Esto no significa en absoluto que se trate de velocidades positivas o negativas, lo cual es algo que no existe. Al invertir la escala se produjo *aliasing*, que se corrigió ajustando la línea de base.



Vídeo 1-40

Inversión del espectro. En rojo se señala la escala espectral y en amarillo se indica la escala color. Nótese que se invierten sincrónicamente.

Frecuencia de repetición de pulsos (PRF, pulse repetition frequency)

La PRF es el número de pulsos emitidos por segundo. Guarda estrecha relación con el límite de Nyquist. Si aumenta el PRF, el tamaño de la onda espectral disminuye. Si disminuye el PRF, aumenta el tamaño de la onda (v. más adelante).

Límite de Nyquist

El límite de Nyquist es el límite de la PRF en el cual pueden registrarse velocidades no ambiguas, es decir, sin que aparezca *aliasing*. El límite de Nyquist es igual a $PRF/2$, es decir, que cuando el viraje de frecuencias registradas no supere el doble de la PRF el espectro se mostrará correctamente.

Aliasing espectral

Es un artefacto en el cual el espectro se representa de manera ambigua, es decir, que «no cabe en la escala o se corta», y así se muestra el espectro a ambos lados de la línea de base (fig. 1-36A y B y animación 1-24). Los pasos para eliminar el *aliasing* espectral son, fundamentalmente, aumentar el límite de detección o escala y descender o subir la línea de base (fig. 1-36C y animación 1-25 y vídeos 1-41 y 1-42), dependiendo del canal del espectro donde se represente la onda de velocidad de flujo. También puede ser necesario congelar el modo B y disminuir la frecuencia del transductor. En Doppler cardíaco podrá cambiarse a Doppler continuo cuando pese a los esfuerzos no pueda corregirse el *aliasing*.



Animación 1-24

Aliasing espectral. Espectro que no cabe dentro de la escala y se presenta de manera ambigua, es decir, a ambos lados de la línea de base.

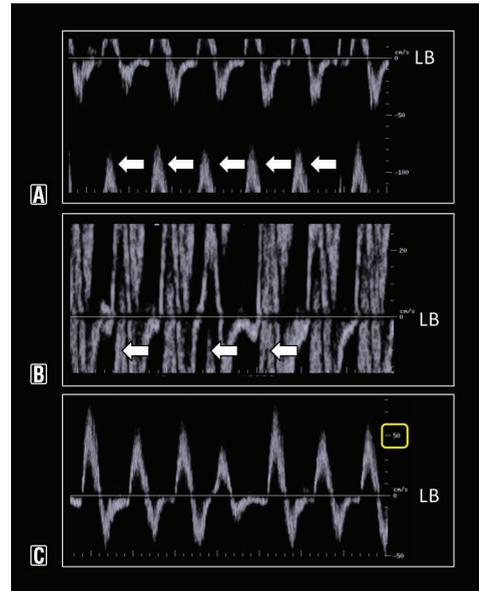


Figura 1-36 *Aliasing* espectral y su corrección. A) *Aliasing*, es decir, el espectro se representa de manera ambigua a ambos lados de la línea de base (las flechas indican el pico del espectro). B) Se descendió la línea de base, aunque persiste el *aliasing* (las flechas indican el pico del espectro). C) Se aumentó la escala (PRF, Nyquist, de 20 cm/s en B a 50 cm/s, recuadro amarillo), permitiendo la presentación «completa» del espectro dentro del canal anterógrado. LB: línea de base.

Animación 1-25

Espectro con *aliasing* y las dos formas básicas de corregirlo, ya sea aumentando la escala o PRF y/o modificando la línea de base.

Vídeo 1-41

Aliasing espectral y su corrección. En este caso, se aumentó la escala (PRF, recuadrada en rojo) y desapareció el *aliasing*.

Vídeo 1-42

Aliasing espectral y su corrección. En este otro caso, pudo corregirse el *aliasing* descendiendo la línea de base, sin necesidad de modificar la escala (recuadrada en rojo).

Doppler pulsado versus continuo: cuándo utilizarlos

Los puntos importantes a recordar del Doppler pulsado y continuo se exponen en la **tabla 1-3**. Para flujos con velocidades menores de 1,5-2 m/s se utilizará el Doppler pulsado; superadas estas velocidades, deberá corregirse el *aliasing* resultante de la manera previamente descrita (**figs. 1-36 y 1-37**), o bien utilizar el Doppler continuo (en ecocardiografía). Ejemplos de uso del Doppler continuo son en la detección de flujos de muy alta velocidad, como por ejemplo los encontrados en las estenosis (estenosis aórtica o mitral), los chorros (*jets*) de regurgitación (insuficiencia aórtica, mitral, tricuspídea o pulmonar), la coartación de aorta y las comunicaciones inter-ventriculares pequeñas o restrictivas. En la

Tabla 1-3 Características del Doppler pulsado y continuo

Doppler	Límite de velocidad (<i>aliasing</i>)	Lugar de medición	Espectro	Corrección electrónica del ángulo de insonación
Pulsado (PW)	Menor de 1,5–2 m/s	Específico, puntual, dado por el volumen de muestra o ROI	Ventana espectral «limpia»	Sí. Hasta 60° en Doppler vascular. No se corrige en Doppler cardíaco
Continuo (CW)	No	No específico (máximas velocidades en línea de investigación Doppler)	Ventana espectral «sucia» (amplio rango de detección de frecuencias)	No

ROI: *region of interest*.

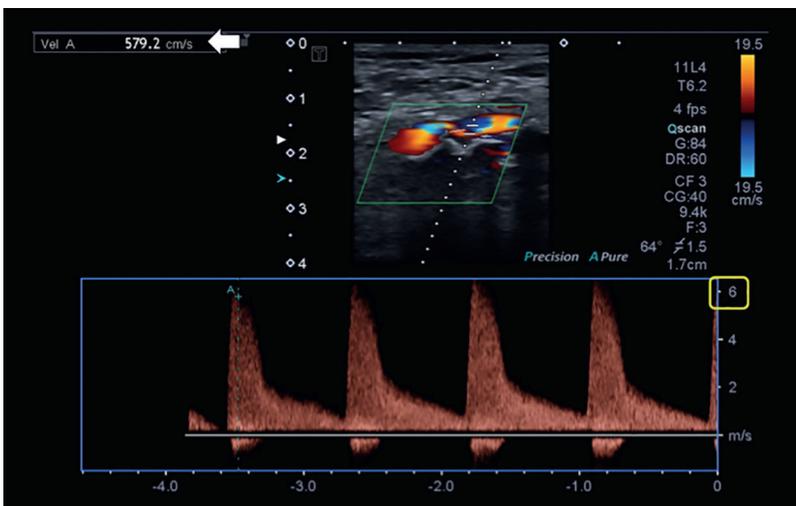


Figura 1-37 Corrección del espectro. Nótese que sin una corrección adecuada de la escala (**recuadro amarillo**) y de la línea de base, no hubiera sido posible cuantificar un flujo estenótico, con velocidades de casi 6 m/s (579,2 cm/s, valor señalado con una **flecha**).

figura 1-38 se muestran los espectros «limpios» del Doppler pulsado y los espectros «sucios» del Doppler continuo.

Doppler tisular

Es una forma de Doppler que registra las velocidades del tejido, las cuales, a diferencia de las velocidades de la sangre, son de elevada amplitud y de baja velocidad (fig. 1-39A). En general, el Doppler tisular se codifica en gama colores (Doppler tisular color) y en espectral, que es el que se utiliza habitualmente en la práctica (fig. 1-39B). El Doppler tisular se utiliza sobre todo en ecocardiografía, y es especialmente importante para evaluar la función diastólica del ventrículo izquierdo (fig. 1-39B).

Doppler de energía (power angio)

Es una forma de Doppler codificado en color que en lugar de representar la variación de frecuencias estima la potencia o intensidad de la señal. Siendo así, el color y el tono se relacionan con el volumen de sangre en movimiento, y no con la dirección ni la velocidad de flujo (fig. 1-39C y vídeo 1-43). Su principal característica es que permite la detección de flujos de baja velocidad (perfusión tisular), aunque, como desventaja, no es posible reconocer si el flujo se acerca o no al transductor ni las velocidades, sino solo si existe o no flujo, dato potencialmente valioso cuando no puede reconocerse el flujo por Doppler color ni espectral. En enfermos críticos puede utilizar-

se en caso de obstrucciones arteriales o venosas para detectar si existe un mínimo de flujo, como también para la evaluación del deslizamiento pulmonar y de la intubación orotraqueal (rara vez) cuando existen dudas con otros modos de imagen ecográfica.

Vídeo 1-43

Doppler de energía aplicado en el riñón que muestra una elevada intensidad de la señal, lo cual permite inferir que el volumen de sangre es significativo, correspondiente a la figura 1-39C.

Mecánica de fluidos aplicados al Doppler

Tipos de flujos

En términos prácticos son dos: flujo laminar y flujo turbulento.

El flujo laminar se refiere a flujos distribuidos en capas, organizados (fig. 1-40A). Se clasifica en dos perfiles de flujo:

- **Flujo tapón o plano:** consiste en iguales velocidades en toda el área de sección del vaso, válvula o tracto, y es habitual encontrarlo en regiones de aceleración del flujo, como las válvulas cardíacas o la aorta. Como la variación de frecuencia es uniforme, y por tanto lo son las velocidades, el espectro cursa con una ventana espectral limpia.

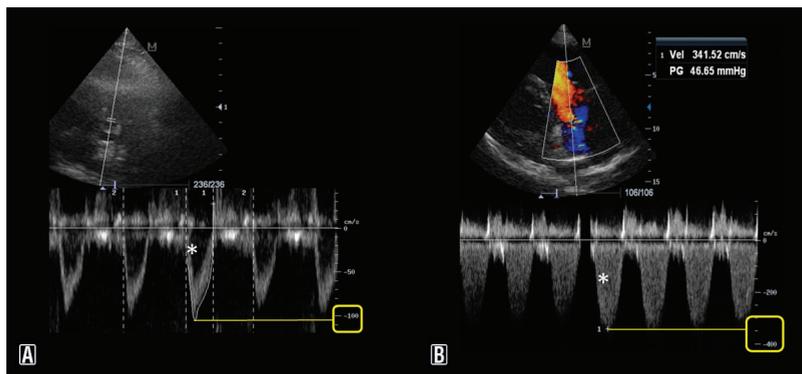


Figura 1-38 A) Espectro del Doppler pulsado. Nótese la ventana espectral «limpia» (asterisco) y las velocidades máximas alcanzadas, que rondan los 100 cm/s, (remarcado con una línea y un recuadro en la escala). Se trata del flujo en el tracto de salida del ventrículo izquierdo. B) Espectro del Doppler continuo. Nótese el espectro «sucio» ocupando la ventana espectral (asterisco) y las velocidades máximas alcanzadas (341 cm/s o 3,4 m/s (remarcado con una línea y un recuadro en la escala).

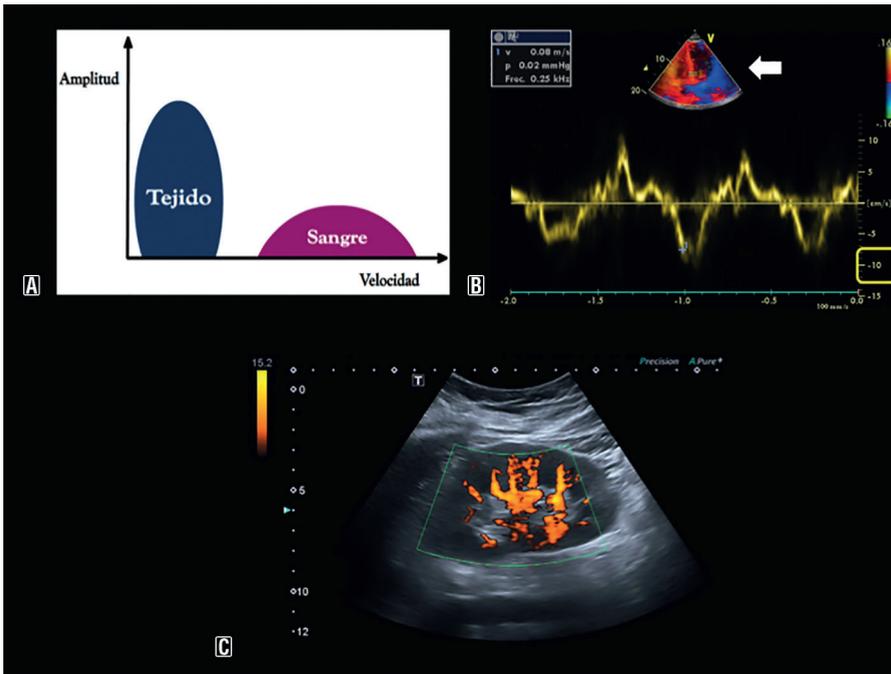


Figura 1-39 A) Diferencias en la amplitud y la velocidad del tejido miocárdico *versus* las de la sangre. El miocardio tiene característicamente bajas velocidades y una amplitud elevada. B) Registro espectral del Doppler tisular. Nótese la escala a la derecha (*recuadro amarillo*) indicando el registro de bajas velocidades y la densidad de la señal, dada la elevada amplitud de los ecos provenientes de la pared. El *caliper* midió la velocidad de la primera deflexión negativa, de 8 cm/s, correspondiente al movimiento del anillo mitral en la diástole temprana. Asimismo, nótese la representación en color (Doppler tisular color) del miocardio (*flecha*). C) Doppler de energía, aplicado en el riñón. Se nota una elevada intensidad de la señal, infiriendo que el volumen de sangre es significativo. Nótese la escala de color a la derecha, donde no puede apreciarse si el flujo se acerca o se aleja, sino simplemente variaciones de la intensidad de la señal.

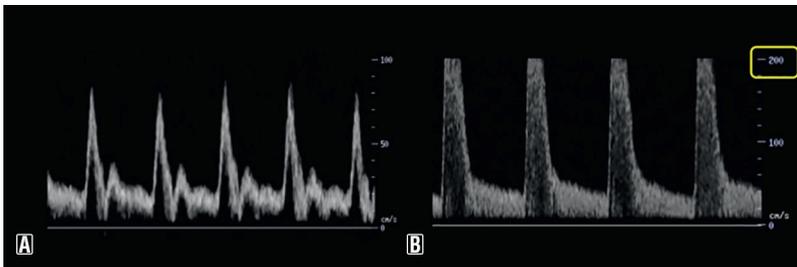


Figura 1-40 A) Flujo laminar, donde se observa un espectro como «trazado a lápiz», con ventana espectral «limpia». B) Flujo turbulento, desorganizado. Nótese la ventana espectral ocupada («sucia»), el fenómeno de *aliasing* y las velocidades máximas alcanzadas, que superan los 200 cm/s (*recuadro amarillo* en la escala a la derecha).

- **Flujos parabólicos:** consisten en capas paralelas de fluido que se movilizan a diferentes velocidades entre ellas, siendo las capas centrales de mayor velocidad respecto a las de la periferia. Como la variación de la frecuencia es uniforme y el volumen de muestra se coloca en el centro del vaso, esto suele manifestarse en el espectro

Doppler como una señal que parece «trazada a lápiz», con ventana espectral limpia. Sin embargo, cuando se amplía el volumen de muestra puede simularse un flujo no organizado, ocupando la ventana espectral. Esto sucede porque se registran velocidades diferentes en toda el área de sección del vaso (mayor en el centro que

en la periferia) y por tanto la ventana se ocupa con señales de menor velocidad.

Normalmente en los vasos el perfil de flujo cae en un *mix* entre el flujo tapón (durante la sístole) y el parabólico (al final de la sístole y en la diástole).

Los flujos turbulentos se refieren a fluidos en los cuales su distribución y su velocidad varían de manera rápida e irregular. Por lo general, cuando la velocidad del fluido es mayor de 1,5 m/s el flujo se vuelve turbulento. Contrariamente al flujo laminar, como no existe uniformidad en las velocidades, dentro del espectro aparece distinta gama de variaciones de frecuencia y desaparece la ventana espectral limpia (fig. 1-40B).

Velocidad de flujo versus caudal

Debe distinguirse la medición de velocidades (V) de lo que significa el caudal (Q). La velocidad es una representación de la distancia recorrida en determinado tiempo. Su unidad de medida es, por ejemplo, en metros por segundo o centímetros por segundo. El caudal es una estimación volumétrica de la tasa de flujo, es decir, es la cuantificación del flujo. Su unidad de medida es, por ejemplo, en mililitros por minuto o litros por minuto.

Velocidad es un concepto distinto de *caudal*. Sus unidades de medida permiten afianzar el concepto. El Doppler estima velocidades, y eventualmente estas velocidades pueden utilizarse para cuantificar el flujo. En la práctica, excepto en casos concretos (p. ej., para estimar el gasto cardíaco o valorar el flujo de una fistula arteriovenosa) suelen usarse velocidades, infiriendo el caudal. Sin embargo, debe contemplarse y recordarse (dato muy importante en Doppler transcraneal) que no son lo mismo.

Velocidad media-máxima (TAMAX) versus velocidad media-media (TAMEAN)

Debe distinguirse la velocidad media obtenida de la variación máxima de la frecuencia Doppler (TAMAX, *time averaged maximum velocity*; también denominada TAP, *time averaged peak velocity*) de la velocidad media obtenida de la variación de todo el rango de frecuencias (TAMEAN, *time-averaged mean velocity*) (fig. 1-41). Esto es impor-

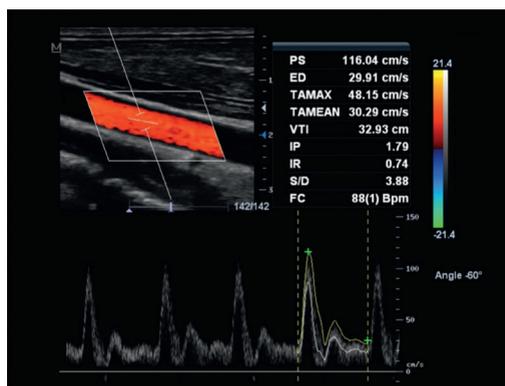


Figura 1-41 Velocidad media-máxima (TAMAX, *time-averaged maximum velocity*) obtenida mediante el trazado de los bordes del espectro (*línea amarilla*) y velocidad media-media (TAMEAN, *time-averaged mean velocity*) trazada automáticamente en el centro del espectro (*línea blanca*). Nótese que TAMEAN es menor que TAMAX, y si bien no es una regla absoluta, suele ser aproximadamente algo más que la mitad de TAMAX. ED: velocidad de fin de diástole; FC: frecuencia cardíaca; IP: índice de pulsatilidad; IR: índice de resistencia; PS: velocidad pico sistólica; S/D: índice sisto-diastólico; VTI: integral velocidad-tiempo.

tante porque, por ejemplo, en Doppler transcraneal la velocidad que se utiliza es TAMAX (cuando a veces también se informa TAMEAN). En cambio, para cuantificar flujos mediante volumetría Doppler debe utilizarse TAMEAN.

Se encontrará en la literatura el término «velocidad media» como si fuera una sola. Sin embargo, la velocidad media puede obtenerse mediante el trazado de los bordes del espectro (TAMAX, *time-averaged maximum velocity*; es decir, el promedio de todas las velocidades máximas que ocurren a lo largo del ciclo cardíaco), y también puede obtenerse mediante el cómputo de todas las velocidades bajo la curva que ocurren a lo largo del ciclo cardíaco (TAMEAN, *time-averaged mean velocity*). Cuando se estiman velocidades, por ejemplo en Doppler transcraneal, se usa TAMAX; para el cálculo de caudal o flujo debe utilizarse TAMEAN. No deben confundirse porque TAMEAN suele ser aproximadamente la mitad de TAMAX, y con ello se subestimarían las velocidades estimadas en caso de la valoración, por ejemplo, de las velocidades de la arteria cerebral media. Por otro lado, si se valora el flujo en un vaso y se usa

TAMAX, se sobrevalorarán los resultados (que serían aproximadamente la mitad si se usara TAMEAN).

Operativamente, TAMEAN debe obtenerse con el volumen de muestra ocupando todo el diámetro del vaso, y por ello el espectro puede parecer «sucio» (se registran las velocidades más elevadas en el centro del vaso y las velocidades reducidas de la periferia).

Resistencia vascular. Flujos de alta y baja resistencia

La resistencia es proporcional a la viscosidad de la sangre y la longitud del vaso, e inversamente proporcional a la cuarta potencia del radio:

$$R = 8 \cdot \eta \cdot L / \pi \cdot r^4$$

donde R es la resistencia, 8 es un valor constante, η es la viscosidad de la sangre, L es la longitud del vaso, π es la constante (3,14...) y r es el radio del vaso. En condiciones fisiológicas, la viscosidad puede variar en caso de hemodilución o anemia; la longitud del vaso es constante. El radio vascular se modifica considerablemente por los efectos de los vasoconstrictores y los vasodilatadores, o por compresión extrínseca, entre otros. Como el radio del vaso se eleva a la cuarta potencia, se le considera como el factor más importante que afecta las resistencias vasculares en la práctica.

Para valorar la resistencia vascular por Doppler, se utilizan índices que permiten estimarla y que

tienen la particularidad de ser independientes del ángulo de insonación (es decir, no es necesaria una angulación perfecta entre el haz de ultrasonidos y el flujo), ya que las velocidades estimadas se incluyen en el numerador y en el denominador del cálculo. Vale recordar nuevamente que un espectro de velocidad de flujo (onda de velocidad de flujo [OVF]) se compone de velocidad sistólica (Vs), velocidad diastólica (Vd) y media (TAMAX y TAMEAN), y una ventana espectral, y así surgen dos índices:

1. **Índice de pulsatilidad (IP):** $(Vps - Vtd) / TAMAX$, siendo Vps la velocidad pico sistólica y Vtd la velocidad telediastólica. Un valor de corte menor de 1 diferencia territorios de baja resistencia de otros de alta resistencia (<1 : baja pulsatilidad; >1 : alta pulsatilidad).
2. **Índice de resistencia (IR):** $(Vps - Vtd) / Vps$, siendo Vps la velocidad pico sistólica y Vtd la velocidad telediastólica. Un valor de corte menor de 0,70 indica baja resistencia vascular ($IR < 0,7$: baja resistencia; $IR > 0,7$: alta resistencia).

Para obtener el IP será imprescindible obtener TAMAX mediante el trazado de los bordes del espectro, de fin de diástole de un ciclo a fin de diástole del siguiente (fig. 1-42A). En la mayoría de los equipos, la velocidad media se expresa como TAMAX o TAP, que como se mencionó previamente es la velocidad media de la máxima variación de frecuencia (los picos del espectro) a lo largo del ciclo cardíaco. Nuevamente, TAMAX no debe confundirse con TAMEAN, que es un cálculo automático de la velocidad media de toda la

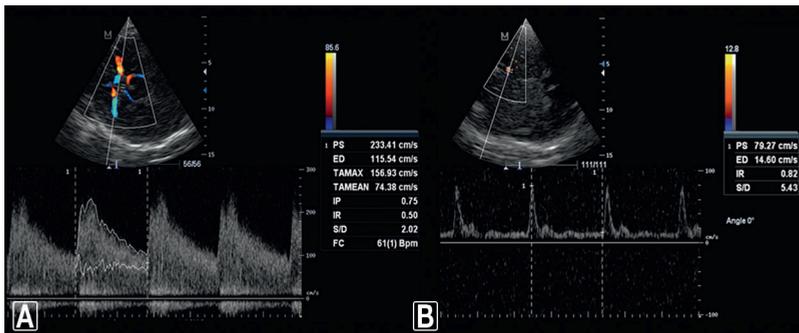


Figura 1-42 A) Velocidades que conforman un espectro Doppler e índices que se derivan de ellas. ED: velocidad de fin de diástole; FC: frecuencia cardíaca; IP: índice de pulsatilidad; IR: índice de resistencia; PS: velocidad pico sistólica; S/D: índice sistólico-diastólico; TAMAX: *time-averaged maximum velocity*; TAMEAN: *time-averaged mean velocity*. En este caso se trata de un flujo de baja resistencia ($IP < 1$; $IR < 0,7$), esperable en la arteria cerebral media. B) Cálculo del índice de resistencia ($IR: 0,80$) con solo la medición de la velocidad pico sistólica, de 79,2 cm/s, y de fin de diástole, de 14,6 cm/s. Se trata de un flujo muy anormal de alta resistencia ($IR > 0,7$), en la arteria cerebral media.

variación de frecuencia por debajo del espectro, y que no será utilizada en este cálculo. Normalmente TAMAX se representa en el espectro como una línea continua delineando los bordes del espectro, de diástole a diástole, mientras que TAMEAN se muestra como una línea continua en la parte media del espectro. Para obtener el IR basta con utilizar un *caliper* para la velocidad pico sistólica y uno para la velocidad de fin de diástole (fig. 1-42B).

Tanto el IP como el IR (y el índice sisto-diastólico [S/D] también, aunque no suele utilizarse a menudo en la práctica) informan lo mismo: la resistencia vascular distal. Estos índices son importantes en enfermos críticos especialmente en Doppler transcraneal. Asimismo, se utilizan para la determina-

ción de la resistencia vascular renal (IR de arterias intrarrenales), dato de discutido valor en enfermos críticos. Como regla general, la resistencia vascular de los parénquimas («órganos blandos», terminales) es de baja resistencia (p. ej., el cerebro, los riñones o los testículos) (fig. 1-43A y animación 1-26), mientras que los órganos duros (músculos en reposo) presentan una elevada resistencia vascular (fig. 1-43B, v. animación 1-26). Si bien las velocidades y la morfología espectral pueden variar por motivos fisiológicos y deben interpretarse dentro del contexto clínico del paciente, un cambio del patrón esperable de flujo puede hacer sospechar patología (p. ej., flujo de alta resistencia en la arteria cerebral media) (v. fig. 1-42B y tabla 1-4).

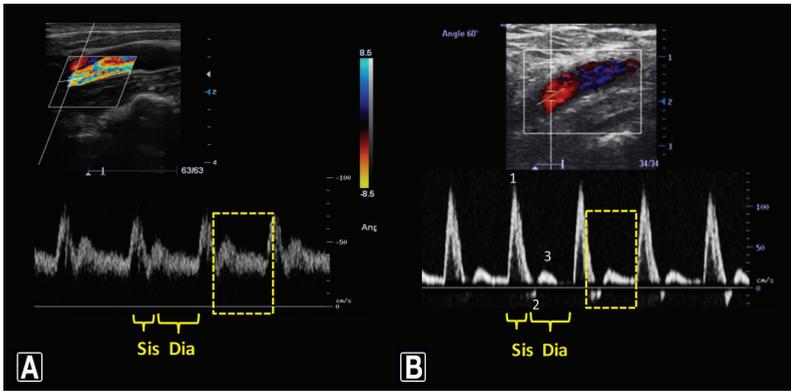


Figura 1-43 Espectros de baja versus alta resistencia. El flujo de baja resistencia (A) presenta un abundante componente diastólico (recuadro amarillo), como sucede normalmente en las arterias carótidas internas, las arterias vertebrales, las arterias intracraneales, las arterias renales y las arterias intratesticulares. Por el contrario, el flujo de alta resistencia (B) tiene un escaso componente diastólico (recuadro amarillo), como sucede normalmente en las arterias de los músculos esqueléticos en reposo, que muestran un aspecto trifásico (1: pico sistólico; 2: componente reverso en la diástole temprana; 3: componente anterógrado en la diástole media y final), o bien en las arterias carótidas externas. Sis: sistole; Dia: diástole.

Tabla 1-4 Algunas variables fisiológicas y patológicas que pueden alterar las velocidades y los índices con el Doppler

Velocidades		Índices	
Aumento	Disminución	Aumento	Disminución
Fiebre	Hipotermia	Vasoconstricción (p. ej., vasopresores, <i>shock</i> frío)	Vasodilatación (p. ej., uso de vasodilatadores, <i>shock</i> distributivo)
Anemia	Hiperviscosidad	Hipotermia	Hipertermia
Elevado gasto cardíaco	Disminución del gasto cardíaco	Disminución de la frecuencia cardíaca (se alarga la diástole)	Distal al área estenótica
Hipertensión arterial	Hipotensión arterial	Edad avanzada	Aumento de la frecuencia cardíaca (se acorta la diástole)
Disminución del área del vaso (p. ej., estenosis, vasoespasmo)	Edad avanzada		
Ángulo de insonación erróneo		Independientes del ángulo de insonación	