

HERRAMIENTAS NO INVASIVAS EN ATENCIÓN PRIMARIA PARA BÚSQUEDA DE ATERIOSCLEROSIS SUBLÍNICA

Autor:

**Manuel Frías Vargas. Especialista en Medicina Familiar y Comunitaria, experto en
Prevención Global del Riesgo Vascular por la Universidades Complutense y Lleida.**

AULA BAS

Queda rigurosamente prohibida, sin la autorización escrita del autor la reproducción parcial o total de esta obra por cualquier medio o procedimiento de papel o electrónico.

Introducción

La ecografía se ha convertido en una prueba de imagen esencial en múltiples especialidades médicas distintas de la radiología (Medicina de Familia, Cardiología, Ginecología, Urología, Anestesiología, Reumatología, Cirugía Vascular, digestivo, etc.). La utilidad de la ecografía en el ámbito de la Atención Primaria (AP) no ha llegado a generalizarse pero se utiliza por un número creciente de especialistas en Medicina de Familia, que están incorporándola de forma rutinaria para disminuir la incertidumbre, mejorar la precisión diagnóstica, dirigir o evitar derivaciones hacia la Atención Hospitalaria u otras pruebas diagnósticas y en resumen, para aumentar la capacidad de resolución y efectividad de sus actuaciones en la atención a la salud de los pacientes.

En el proceso diagnóstico de cualquier enfermo es clave la historia clínica sustentada en dos pilares básicos: la anamnesis y la exploración física. Pues bien, la ecografía es un instrumento perfecto para mejorar nuestro rendimiento de la exploración ya que permite observar y medir con precisión múltiples órganos difíciles de valorar con los métodos tradicionales (inspección, palpación, auscultación). Pero además la ecografía permite el acercamiento en la estratificación o re estratificación en el entorno del riesgo vascular. Sin lugar a dudas, la ecografía nos puede ayudar a ser mejores profesionales en nuestro campo de la Atención Primaria en nuestro día día.

En los últimos años se han desarrollado ecógrafos de gran calidad, relativamente asequibles desde el punto de vista económico, muchos de ellos portátiles, que permiten realizar exploraciones a la cabecera del enfermo. No parece descabellado pensar que en un futuro próximo modernos ecógrafos de

bolsillo puedan ser el complemento a nuestro fonendoscopio.

En general, el Médico de Familia tiene en la ecografía las siguientes características:

- La realiza el clínico directamente responsable del paciente –ecografía clínica– sin, en principio, intervención por otros especialistas (radiólogos, cardiólogos...), complementa el proceso diagnóstico habitual y se utiliza no con intención diagnóstica precisa sino como aproximación (al igual que la palpación o la auscultación).
- Se emplea en problemas médicos concretos donde la rentabilidad diagnóstica es alta (muy buena especificidad) y en los que, por lo general, no son necesarias largas curvas de aprendizaje.

Principios físicos en general

La ecografía es una técnica diagnóstica que emplea el ultrasonido para definir los órganos del cuerpo humano. Cada uno de los diferentes tejidos del cuerpo humano proporciona unas determinadas propiedades acústicas, en virtud de lo cual la ecografía genera unas imágenes que representan al órgano.

Para familiarizarse con el lenguaje utilizado en la ecografía es necesario conocer algunos principios físicos básicos.



Fig. 1-1. Onda sonora y sus características.

El sonido es una forma de energía mecánica que se propaga a través de la materia en forma de ondas. Estas ondas presentan algunas características básicas (figura 1-1):

- Ciclo: es el fragmento de onda comprendido entre dos puntos iguales de su trazado
- Longitud de onda (λ): definida como la distancia en que la onda realiza un ciclo completo.
- Frecuencia (f): es el número de ciclos por unidad de tiempo (segundo). Se

expresa en hertzios (Hz) o sus múltiplos [1 Hz = 1 ciclo por segundo;

- 1 kilohertzio (kHz) = 1000 Hz; 1 megahertzio (MHz) = 1.000.000 Hz].
- Amplitud (A): es la altura máxima que alcanza una onda. Está relacionada con la intensidad del sonido y se mide en decibelios (dB).

La longitud de onda (l) y la frecuencia (f) se relacionan con la velocidad (v) del sonido por la siguiente fórmula: $l = v/f$. Por tanto, para una misma velocidad del sonido, la longitud de onda es inversamente proporcional a la frecuencia.

Ultrasonidos

El oído humano tiene capacidad para escuchar sonidos con una frecuencia máxima de 20.000 Hz. Los sonidos con una frecuencia superior se denominan ultrasonidos y no son detectados por el hombre aunque sí por otros animales (figura 1-2).

Los ultrasonidos que emiten las sondas de los ecógrafos tienen una frecuencia comprendida generalmente entre 2 y 10 millones de Hz (MHz).

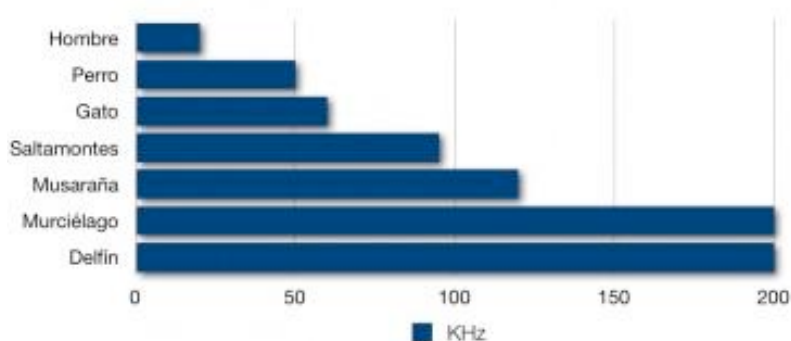


Fig. 1-2. Capacidad de audición del hombre y de otros animales.

La velocidad de propagación del sonido en un medio varía según la mayor o menor proximidad entre sus moléculas (densidad). La resistencia que ofrece un medio al paso de los ultrasonidos se define como impedancia y se calcula multiplicando la velocidad del sonido en ese medio por su densidad.

El límite o zona de contacto entre dos medios que transmiten el sonido a distinta velocidad se denomina interfase. Como puede observarse en la tabla 1-1, hay una gran diferencia de densidad y velocidad de propagación del sonido entre el aire o el hueso y el resto de los tejidos del organismo.

Tabla 1-1. Valores de densidad y velocidad de propagación del sonido en los distintos tejidos.

Tejido	Velocidad (m/s)	Densidad (g/cm²)
Grasa	1470	0,97
Músculo	1568	1,04
Hígado	1540	1,05
Cerebro	1530	1,02
Hueso	3600	1,7
Agua	1492	0,99
Aire	332	0,001

La ecografía se basa en el estudio de las ondas reflejadas (“ecos”). Los pulsos de ultrasonidos dirigidos al interior del cuerpo humano atraviesan distintos medios con distintas impedancias (piel, grasa, hígado, vasos sanguíneos, etc.) y en cada cambio de medio se crea una interfase en la que rebotan los ultrasonidos. Estos ecos no tienen las mismas características que la onda original ya que al reflejarse cambian de amplitud, frecuencia y velocidad.

La superficie reflectante es el plano de separación de dos medios físicos con diferente impedancia acústica, la cual está determinada por la densidad de los medios. Esto se conoce como superficie o interfase reflectante. Cuando el sonido atraviesa un medio físico y choca con una interfase reflectante, una parte del sonido la atravesará y otra se reflejará, lo que constituirá el eco de esa interfase reflectante. Cuanto mayor sea la diferencia de impedancia entre dos medios, mayor será la amplitud de los ecos reflejados y menor será la capacidad de los ultrasonidos para atravesarlos (figura 1-3). El aire y el hueso, al tener una impedancia muy distinta a la del resto de los tejidos generan interfases reflectantes que impiden el paso de los ultrasonidos y dificultan la obtención de las imágenes ecográficas. Por esta razón es necesario aplicar un gel acuoso entre la sonda y la piel con el objeto de evitar la interfase provocada por el aire. La amplitud de los ecos de la interfase reflectante va a determinar en el monitor del ecógrafo, las diferentes intensidades en la escala de grises de la imagen.

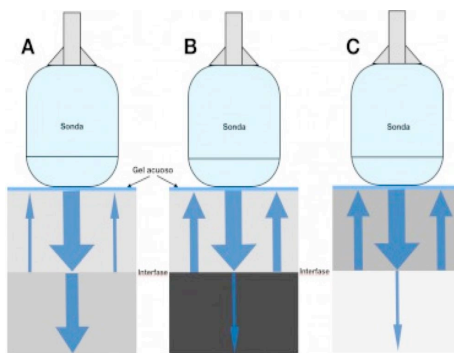


Fig. 1-3. La amplitud de las ondas reflejadas o ecos varía dependiendo de la diferencia de impedancia entre dos medios (interfase). A menor diferencia de impedancias entre dos medios (A) los ultrasonidos atravesarán mejor la interfase y menor será la amplitud de las ondas reflejadas. Por el contrario, a mayor diferencia de impedancia entre dos medios (B y C) los ultrasonidos tendrán más dificultad para atravesar la interfase y las ondas reflejadas tendrán mayor amplitud.

La onda de ultrasonidos, a medida que avanza a través de los tejidos experimenta una serie de cambios físicos:

- **Atenuación:** el sonido al propagarse por los distintos tejidos transforma parte de su energía cinética en calor. Esto hace que la onda sonora pierda amplitud. El parámetro físico que más influye en la absorción de una onda sonora es la propia frecuencia de la onda:

-A mayor frecuencia, mayor absorción y menor capacidad de penetración -

A menor frecuencia, menor absorción y mayor capacidad de penetración

- **Refracción:** el sonido cambia de dirección en la interfase de dos materiales distintos.
- **Reflexión:** cuando un sonido llega a una interfase y choca con ella, una parte de la onda es reflejada y otra continúa avanzando. Esta reflexión es distinta dependiendo de las dimensiones del objeto reflectante y de su superficie.

La intensidad de los fenómenos físicos de refracción y reflexión que experimentan los ultrasonidos es proporcional a la diferencia de impedancia de los tejidos que componen la interfase (a mayor diferencia, mayor refracción y reflexión) y varía según el ángulo de incidencia del haz de ultrasonidos sobre dicha interfase (cuanto más perpendicular sea el haz, menor reflexión y refracción). Para evitar los fenómenos de refracción y reflexión que, como veremos más adelante, ocasionan artefactos en la formación de la imagen ecográfica, es importante mantener el haz lo más perpendicular posible al objeto que queremos explorar.

Formación de la imagen ecográfica

La utilización de los ultrasonidos en Medicina se basa en el descubrimiento del “efecto piezoeléctrico” por los hermanos Curie a mediados del siglo XIX.

Mediante este fenómeno, al someter a un cristal a una corriente eléctrica, la diferencia de potencial obtenida hace vibrar el interior del cristal y se genera un haz de ultrasonidos. Un ecógrafo está formado por un transductor o sonda ecográfica, una unidad de procesamiento y un monitor.

Los transductores contienen los cristales que al ser sometidos a la electricidad generan haces de ultrasonidos. Los transductores también son capaces de captar los ultrasonidos reflejados por los tejidos y remitirlos a una unidad de procesamiento que genera una imagen y que se visualiza en un monitor (figura 1-4).



Fig. 1-4. Elementos o constituyentes de un ecógrafo.

La calidad o resolución de la imagen en los monitores dependerá de la capacidad de distinguir la morfología normal o alterada en los tejidos (resolución de contraste) y de la capacidad de diferenciar objetos próximos

(resolución axial y lateral):

- La resolución axial permite distinguir dos objetos como separados cuando están situados uno encima del otro y depende de la frecuencia del transductor (a mayor frecuencia, mayor resolución axial y viceversa)
- La resolución lateral permite distinguir dos objetos separados, cuando están localizados uno al lado del otro. Este tipo de resolución depende del diseño del transductor y se puede modificar ajustando la anchura del pulso en la zona focal (foco)(figura 1-5).

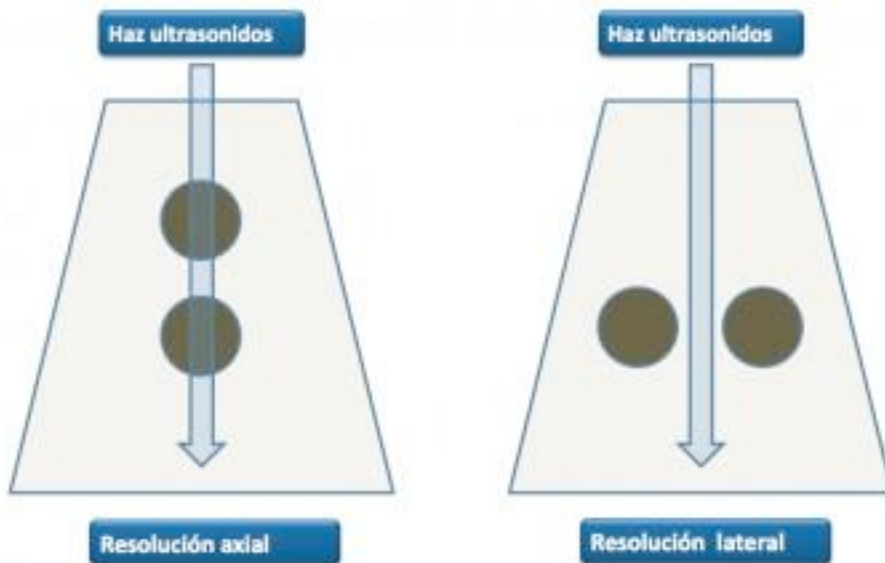


Fig. 1-5. Resolución axial y lateral. La resolución axial mejora con una mayor frecuencia del transductor. La resolución lateral mejora estrechando la anchura del pulso en la zona focal.!

Compensación de la pérdida de ganancia en el tiempo (TGC)

Los ecógrafos disponen de un mecanismo para compensar la pérdida de intensidad del ultrasonido. Aún a iguales condiciones de diferencia de impedancia acústica, en función de la distancia de la sonda o de la profundidad, se obtendrán ecos de diferente amplitud (menor amplitud a mayor profundidad). Para compensar esa pérdida de intensidad el ecógrafo es capaz de amplificar los ecos recibidos en la sonda de forma proporcional a la profundidad de donde procede el eco. Es decir, añade una ganancia artificial a cada eco, proporcional al tiempo que tarda en llegar a la sonda. Eso es lo que se conoce como TGC (“Time Gain Compensation”).

Como no todos los órganos atenúan el sonido en la misma proporción, los aparatos de ecografía tienen la posibilidad de modificar esas ganancias en función de la profundidad a la que se encuentre cada órgano. El correcto ajuste de la curva de ganancia es uno de los hechos fundamentales para realizar una buena ecografía. La Ganancia Global se refiere a la amplificación artificial por el ecógrafo de todos los ecos que recibe la sonda. Este mecanismo también aumenta de intensidad los ecos de fondo artefactuales o ruido, por lo que se aconseja trabajar con la menor ganancia global posible.

Ecogenicidad de los tejidos

Los ecos de los ultrasonidos captados por el transductor van a ser representados como un punto o pixel en el monitor mediante una escala de grises de diferente brillo según la amplitud del eco reflejado (a mayor amplitud, mayor brillo y viceversa).

Los haces de ultrasonidos se transmiten muy bien a través de la sangre o los líquidos (ascitis, bilis, orina, líquido pleural y pericárdico) y apenas son reflejados (estructuras anecoicas o hipoecoicas). En cambio los huesos y el aire reflejan con gran intensidad los ultrasonidos (hiperecogénico) (figuras 1-6 y 1-7).

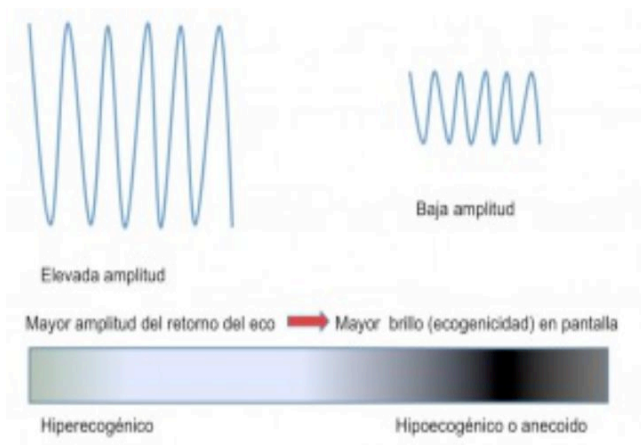


Fig. 1-6. Relación entre la amplitud del eco reflejado y el brillo en escala de grises en el monitor.



Fig. 1-7. Ecogenicidad de los diferentes constituyentes de los tejidos.

Artefactos

Con relativa frecuencia al formarse la imagen ecográfica se pueden generar artefactos, que forman parte de la imagen sin corresponder a la anatomía real. Su conocimiento es importante para evitar errores de interpretación aunque también nos pueden ayudar a identificar ciertas estructuras. Entre los artefactos más relevantes destacan los siguientes:

Sombra acústica



Fig. 1-8. Vesícula biliar con un cálculo en su interior. Se aprecia claramente la figura hiperecogénica de la litiasis y la sombra acústica posterior.



Fig. 1-9. Imagen de la vesícula biliar con su ref ecográfico posterior.

El haz de ultrasonidos choca con una superficie altamente reflectante que “rebota” todos los ecos. Esa superficie (hueso, metal, calcio) es hiperecoica pero detrás de la misma se produce una sombra anecoica (figura 1-8).

Refuerzo posterior

Se puede considerar el fenómeno contrario a la sombra acústica. Cuando el haz de ultrasonidos atraviesa tejidos con poca atenuación (ej: líquidos, sangre)

y que, por tanto, permiten su paso sin dificultad, se produce un falso aumento de la ecogenicidad por detrás de esas estructuras debido a que el eco se refleja de nuevo en la pared anterior produciendo un nuevo eco que rebota de nuevo en la pared posterior, así hasta que se agota el ultrasonido. Este aumento de ecos en una interfase sólida es lo que origina el artefacto (figura 1-9). El ejemplo típico son las ocupaciones líquidas en el seno de sólidos ecogénicos.

Reverberación

Se produce cuando el haz de los ultrasonidos atraviesa una interfase que separa dos medios de muy diferente impedancia acústica, es decir, muy ecogénicas. Las más típicas son las interfases que separan un sólido y un gas como en el tubo digestivo o los pulmones.

Cola de cometa

Se produce cuando el haz de ultrasonidos choca con una interfase estrecha y muy ecogénica (pleura, peritoneo). Son en realidad reverberaciones de la interfase que al ser muy pequeña produce una imagen que simula la cola de un cometa.

Imagen en espejo

Se produce cuando el haz de ultrasonidos atraviesa una superficie altamente reflectante (ej: diafragma, pericardio) e incide sobre ella con determinada angulación. Parte de los ultrasonidos se reflejan hacia delante y atrás produciendo imágenes en espejo (figura 1-10).

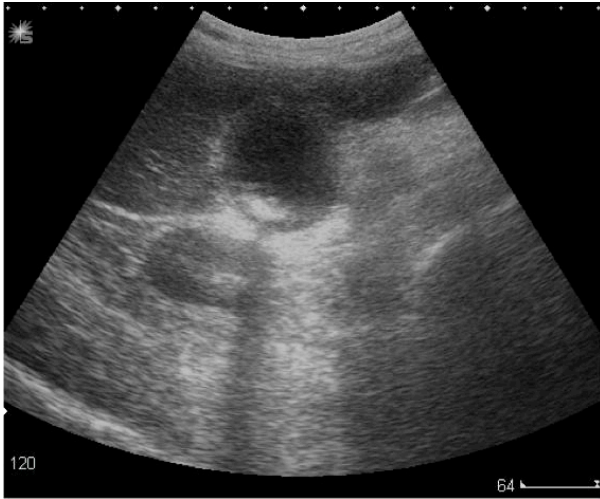


Fig. 1-10. Imagen en espejo de la vesícula biliar. Obsérvese la presencia de litiasis biliar (también visible en su imagen en espejo) y la sombra acústica posterior.

Anisotropía

No es un artefacto como tal. Se debe a la propiedad que tienen algunos tejidos de variar su ecogenicidad dependiendo del ángulo de incidencia del ultrasonido. El ejemplo de esta situación es el tendón.

El ecógrafo y sus componentes

Ya hemos comentado que los componentes básicos de un ecógrafo son el transductor o sonda que transmite y capta los ultrasonidos, una computadora que almacena y procesa los documentos adquiridos y un monitor en el que se representa la imagen.

Comandos

Cuando nos “enfrentamos” por primera vez con un ecógrafo tenemos la sensación de que se trata de un equipo complejo con multitud de botones y controles. Sin embargo, sólo unos pocos son imprescindibles:

- Ganancia (“gain”): modifica la ganancia global. equivale al “brillo” de las pantallas de TV, aunque realmente modifica la intensidad de las ondas de ultrasonidos emitidas/recibidas. La modificación de la ganancia puede hacerse de forma general o sectorial (TGC).
- Profundidad (“depth”): modifica la penetración (en cm) que vemos en la pantalla. El grado de profundidad se suele reflejar en una escala que existe en uno de los márgenes de la pantalla del ecógrafo.
- Pausa (“freeze”): congela la imagen de la pantalla y es muy útil para hacer mediciones. En casi todos los dispositivos podremos movernos hacia atrás en el tiempo dentro de la imagen congelada para seleccionar la que más nos convenga.
- Guardar (“save”): almacena las imágenes o videos seleccionadas en el disco duro o dispositivo de almacenamiento del equipo.
- Medición (“measurement”): se utiliza para hacer mediciones y generalmente es necesario que la imagen esté congelada.
- Foco (“focus”): permite mejorar la resolución de la imagen a un determinado nivel. Sirve para mejorar la resolución lateral como se ha comentado con anterioridad. Existen ecógrafos que permiten establecer uno o más focos y otros que tienen un autofocus que el explorador no puede manejar y que se ajusta según la profundidad.
- Imprimir (print): si el equipo dispone de impresora térmica.

Transductores o sondas

La sonda o transductor es la parte esencial del ecógrafo. En su interior se encuentran los cristales piezoeléctricos, donde se produce la transformación de energía eléctrica en mecánica. El transductor es además el receptor de los

haces de ultrasonidos y los transforma en energía eléctrica para generar las imágenes.

Existe una gran variedad de sondas en cuanto a forma, tamaño y frecuencia de los haces de ultrasonidos que emite (figura 1-11). Es preciso recordar que las sondas de mayor frecuencia proporcionan mayor definición pero menor profundidad y sólo permiten ver las estructuras superficiales. Por el contrario, las sondas de menor frecuencia tienen menor definición pero facilitan el estudio de tejidos más profundos.



Fig. 1-11. Diferentes tipos de transductores o sondas. Obsérvese cómo todos tienen un marcador ("muesca") a la izquierda.

En el ámbito de la ecografía en AP, las sondas más utilizadas son:

- **Sonda lineal.** De alta frecuencia (5-10 MHz). Se utiliza para visualizar y localizar estructuras superficiales. Se utiliza, por ejemplo, para canalizar vasos y arterias superficiales, para descartar trombosis venosa profunda de las extremidades o para estudiar estructuras músculo-esqueléticas.
- **Sonda convex.** De baja frecuencia (2-5 MHz). Se emplea generalmente para

la exploración de las estructuras de la cavidad abdominal.

- **Sonda sectorial.** De baja frecuencia (2-5 MHz). Gracias a su pequeño tamaño es la ideal para los estudios ecocardiográficos.

Uno de los principios básicos es que todas las sondas tienen un marcador en uno de sus extremos y que se relaciona con una señal en la pantalla (figura 1-12). Este marcador nos sirve, como veremos más adelante, para situarnos espacialmente y para tener las referencias anatómicas adecuadas. En adelante, cuando nos refiramos al marcador de la pantalla, éste siempre se encontrará en su extremo superior izquierdo.



Fig. 1-12. Marcador del transductor y su relación con la señal de la pantalla.

Planos ecográficos

Teniendo en cuenta el marcador tanto del transductor como el de la pantalla del ordenador es más fácil entender las imágenes obtenidas al realizar los diversos cortes ecográficos. Los planos más importantes son los siguientes:

- **Plano transversal.** El transductor se coloca en perpendicular al eje mayor del paciente. Cada vez que utilicemos este plano, el marcador del transductor

siempre estará a la derecha del paciente. De esta manera, la imagen formada será similar a la que vemos en un TAC (figura 1-13).

- **Plano longitudinal o sagital.** El transductor se coloca paralelo al eje mayor del paciente. El marcador del transductor siempre apuntará hacia la cabeza del paciente (orientación cefálica) (figura 1-14).
- **Plano coronal.** El transductor se coloca lateral al eje mayor del paciente. El marcador del transductor siempre apuntará hacia la cabeza y, como sucede en el plano longitudinal, la cabeza estará a la izquierda de la pantalla y los pies a la derecha (figura 1-15).

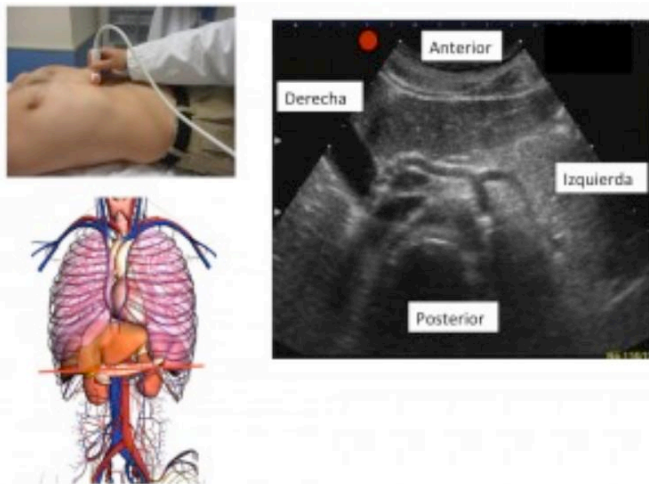


Fig. 1-13. Plano transversal a nivel del abdomen superior. En la parte superior de la pantalla del ecógrafo (anterior) se localiza lo más próximo al transductor y en la parte posterior lo más alejado del transductor. A la izquierda de la pantalla las estructuras localizadas a la derecha del paciente y viceversa.

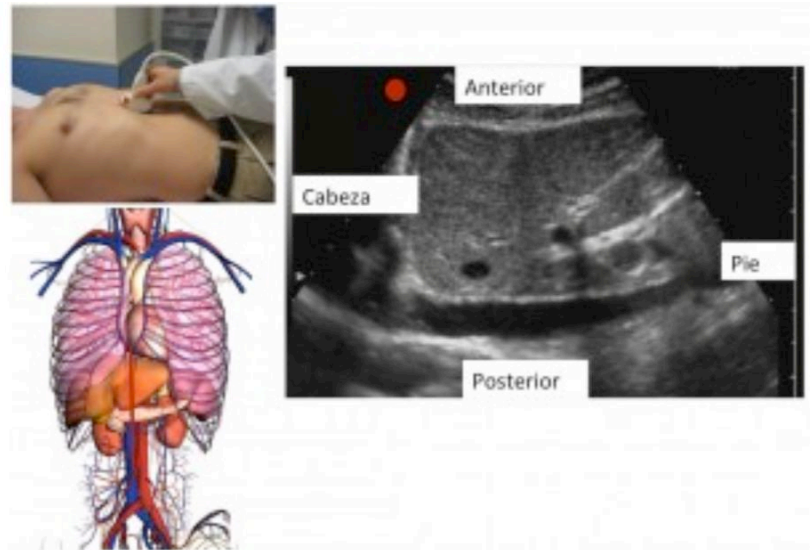


Fig. 1-14. Plano longitudinal o sagital en región medial y superior del abdomen. En la parte superior de la pantalla del ecógrafo (anterior) se localiza lo más próximo al transductor y en la parte posterior lo más alejado del transductor. A la izquierda de la pantalla lo situado a la cabeza del paciente (superior) y viceversa.

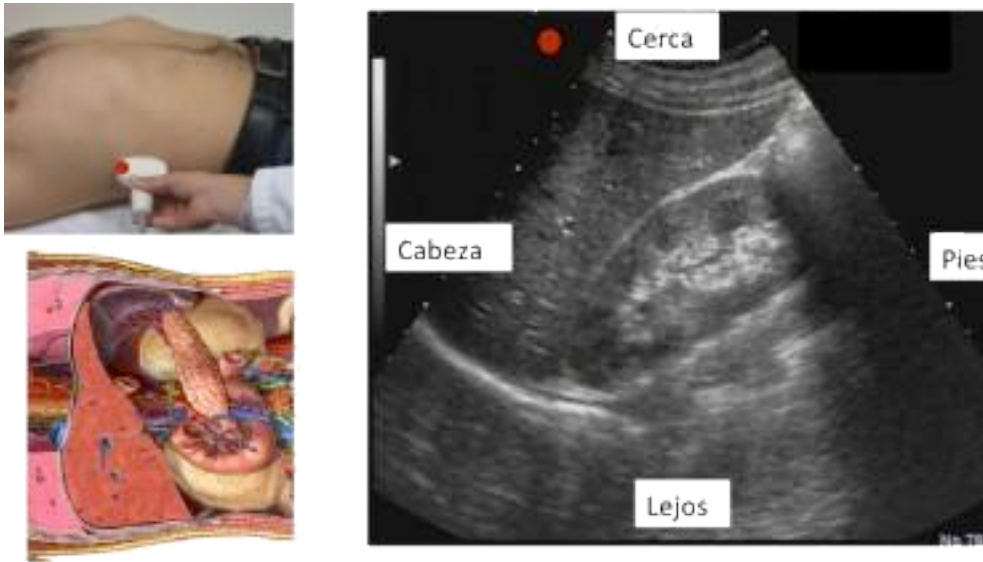


Fig. 1-15. Plano coronal.

Modos en ecografía

En base al efecto piezoeléctrico anteriormente definido, los ecos reflejados en las diferentes interfases reflectantes, chocan con los cristales de la sonda donde generan una corriente eléctrica que es analizada por la unidad de procesamiento y expresada en el monitor de distintas formas o Modos: como un vector (Modo A), como un punto móvil (Modo M) o como un punto de un determinado nivel de gris (modo B con escala de grises)(figura 1-16).

Modo B. Se obtiene una imagen bidimensional en tiempo real. Es el modo más habitual. El ecógrafo “convierte” las diversas amplitudes de las ondas captadas en pixels de hasta 256 tonalidades o escalas de grises (a mayor amplitud de onda, mayor brillo en la escala de grises).

Modo M. Representa el movimiento de la interfase reflectante. Se selecciona a uno de los haces de ultrasonidos en modo B y se observa qué sucede con él a lo largo de una línea de tiempo. Su utilidad fundamental es valorar situaciones

clínicas en las que haga falta una demostración de movimiento (ej: movilidad de las válvulas cardiacas, valoración de la contractilidad cardiaca, variación del calibre de vena cava inferior durante la respiración).

Modo D (“Doppler”). Se basa en el cambio de frecuencia del sonido que se produce cuando una onda acústica (eco) choca con una interfase en movimiento. Esta propiedad va a permitir al ecógrafo calcular la velocidad de esa interfase en movimiento. En esta modalidad es posible captar el movimiento del haz de ultrasonidos reflejado cuando se acercan o alejan del transductor. Se utiliza básicamente para captar los flujos de la sangre dentro de los vasos sanguíneos o en el corazón. Con este modo podemos diferenciar las estructuras vasculares de las que no lo son.

La forma de registrar esos movimientos se puede realizar de dos formas:

- **Doppler color (CF).** A todo flujo que se aleja del transductor se le otorga color azul y al que se acerca, color rojo (regla mnemotécnica BART: “Blue Away, Red Torwards”). Es importante recalcar que el doppler color no sirve para diferenciar las arterias de las venas. Únicamente precisa si el flujo se aleja o acerca a la sonda.
- **Doppler pulsado.** Se genera una gráfica en forma de onda que será positiva o negativa según el flujo se acerque o se aleje. En su tamaño influirá la “cantidad o amplitud” de flujo analizado.

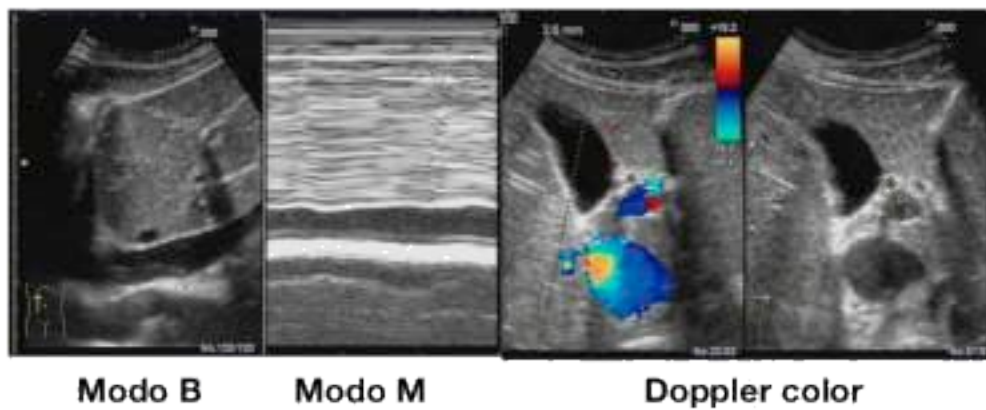


Fig. 1-17. Diferentes modos ecográficos.

Bibliografía:

1. Emergency ultrasound guidelines. Ann Emerg Med. 2009;53:550-570. (PDF)
 2. Alexander JH, Peterson ED, Chen AY, Harding TM, Adams DB, Kisslo JAJ. Feasibility of point-of-care echocardiography by internal medicine house staff. Am Heart J. 2004;147:476-481.
 3. Kessler C, Bhandarkar S. Ultrasound training for medical students and internal medicine residents—a needs assessment. J Clin Ultrasound. 2010;38:401-408.
 4. Kobal SL, Trento L, Baharami S et al. Comparison of effectiveness of hand-carried ultrasound to bedside cardiovascular physical examination. Am J Cardiol. 2005;96:1002-1006.
 5. Moore CL, Copel JA. Point-of-care ultrasonography. N Engl J Med. 2011;364:749-757.
- Noble VE, Nelson B, Sutingo AN, editors. Manual of Emergency and Critical Care Ultrasound. New York: Cambridge University Press; 2007. (PDF)

Ecografía carotídea

La ecografía carotídea es una técnica que básicamente tiene dos indicaciones:

- Mejorar la estimación del riesgo cardiovascular. Para ello utiliza la medición del grosor íntima-media (GIM) carotídeo y la evaluación de la presencia de placas en carótida. Diversos estudios epidemiológicos han demostrado que la presencia de un GIM engrosado y/o la presencia de placas carotídeas, se asocian con un riesgo cardiovascular elevado, superior al estimado por las tablas o ecuaciones de riesgo. Actualmente diversas sociedades científicas recomiendan la realización de una ecografía carotídea en pacientes con riesgo cardiovascular intermedio para mejorar su estratificación. En caso de engrosamiento del GIM o de presencia de placas, estos pacientes serían categorizados como de alto riesgo y, por tanto, candidatos a recibir tratamiento farmacológico preventivo.
- Detectar estenosis carotídeas candidatas a seguimiento o a intervención quirúrgica. Los pacientes con estenosis carotídea tienen un mayor riesgo de ictus. Este riesgo depende, fundamentalmente, de la presencia o no de un ictus previo y del grado de estenosis. Actualmente se acepta que todo paciente con un ictus carotídeo en los 6 meses previos, que tenga una estenosis ipsilateral >70%, es candidato a revascularización carotídea (endarterectomía o colocación de “stent”). En pacientes con similar grado de obstrucción pero asintomáticos, existe un gran debate en la literatura sobre la idoneidad de la intervención. Se acepta que si existen lesiones en una prueba de imagen cerebral que sugieran la presencia de ictus silentes, se debería actuar igual que en los pacientes sintomáticos.

Sin embargo, en los pacientes asintomáticos sin dichas lesiones, las

indicaciones de intervención son cuestionadas. Mientras que en Estados Unidos se recomienda la intervención en pacientes seleccionados siempre que el equipo quirúrgico tenga experiencia y una tasa de mortalidad perioperatoria menor del 3%, en Europa se recomiendan actitudes más conservadoras ya que disponemos de fármacos con indiscutible eficacia preventiva.

Anatomía (fig. 1-18)

La arteria carótida común o primitiva nace, en el lado derecho, del tronco braquiocefálico y, en el lado izquierdo, directamente del arco aórtico. Tras ascender por el cuello, la arteria sufre una discreta dilatación (bulbo carotideo) e inmediatamente se bifurca a nivel de la 4ª vértebra cervical en dos ramas:

- Carótida externa, que irriga preferentemente estructuras del cuello y cara. Esta arteria emite numerosas ramas durante su trayecto.
- Carótida interna que penetra dentro del cráneo a través del conducto carotídeo, irrigando estructuras intracraneales. No emite ninguna rama en su trayecto extracraneal.

Existen, sin embargo, numerosas variantes anatómicas.

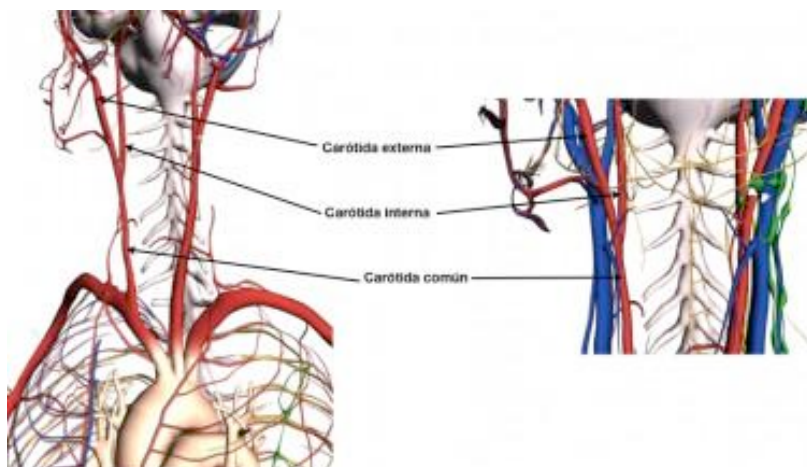


Fig. 1-18. Imagen anatómica de la carótida común, la bifurcación y la carótida interna y externa!

Técnica

La ecografía carotídea se realiza con una sonda lineal de alta frecuencia (≥ 7 MHz). Se recomienda una profundidad del campo de entre 3 y 4 cm y una frecuencia de imagen ≥ 25 Hz. No es recomendable la utilización del zoom.

Para realizar la prueba debemos colocar al paciente en decúbito supino, con el cuello estirado y girado 45 grados en la dirección contraria al lugar explorado. El médico puede colocarse al lado o a la cabeza del paciente.

En general se comienza con un barrido transversal iniciado en la zona inferior del cuello, justo por encima de la clavícula, y dirigido hacia arriba, manteniendo la carótida común en el centro de la pantalla. Debemos mantener el transductor perpendicular a la piel y con el marcador de la sonda mirando a la derecha. Se debe visualizar el recorrido de la carótida común, la bifurcación y la disposición de las carótidas interna y externa. Todo ello permite identificar anomalías anatómicas, la altura de la bifurcación y la dirección

tomada por la carótida interna. A su vez permite evaluar la presencia de obstrucciones o placas, que valoraremos de forma más adecuada en el estudio longitudinal. Es conveniente realizar un barrido similar pero incorporando el doppler para ver los mismos aspectos.

Posteriormente se realiza una valoración longitudinal tras girar el transductor 90° la misma dirección que las agujas del reloj, quedando la cabeza a la izquierda de la imagen y los pies a la derecha. Debemos mover el transductor para que se consiga observar nítidamente en el mismo plano ambas paredes de carótida común y situar la arteria en la pantalla lo mas horizontal posible. Debemos seguir la carótida común desde su nacimiento hasta la bifurcación, la zona donde las paredes de la carótida común comienzan a divergir, y ver a continuación la disposición de la carótida interna y externa. Cuando en el barrido transversal observamos las ramas de la carótida una detrás de la otra, es posible ver en el barrido longitudinal la bifurcación y las dos ramas carotídeas en el mismo plano. Sin embargo, si en el barrido transversal se ve una rama medial o lateral a la otra (es decir una al lado de la otra, no una detrás y otra delante) no se pueden ver a la carótida interna y externa en el mismo plano de imagen. En estas circunstancias, y una vez localizada la bifurcación, es necesario mover la punta del transductor (solo la punta) hacia el interior (carótida externa) o hacia el exterior (carótida interna) del cuello para ver cada una de las ramas por separado.

Identificación de carótida interna y externa

Tanto si se evalúa el GIM carotideo como la presencia de placas o estenosis, es necesario conocer si estamos visualizando la carótida interna o la externa. En la carótida externa no se debe medir el GIM y la presencia de estenosis a

dicho nivel no tiene trascendencia clínica. Los factores diferenciadores más importantes son:

- La carótida interna suele ser más grande que la externa, aunque no siempre es así.
- Tras la bifurcación, la carótida interna toma una dirección lateral (hacia detrás del pabellón auricular) y la externa una dirección proximal, para irrigar la cara.
- La carótida interna no da ninguna rama extracraneal, cosa que sí ocurre con la carótida externa. Por tanto, si se observa la salida de alguna rama desde una carótida esa debe ser la externa.
- El flujo de la carótida externa es el de una arteria de alta resistencia, con una elevación con gran pendiente de la onda en sístole y una bajada abrupta, dando lugar a una onda estrecha con un bajo componente al final de la diástole. Por el contrario la carótida interna tiene una onda con un ascenso progresivo y menor, que se mantiene con un importante flujo diastólico dado su lecho distal de baja resistencia (figura 1-19).

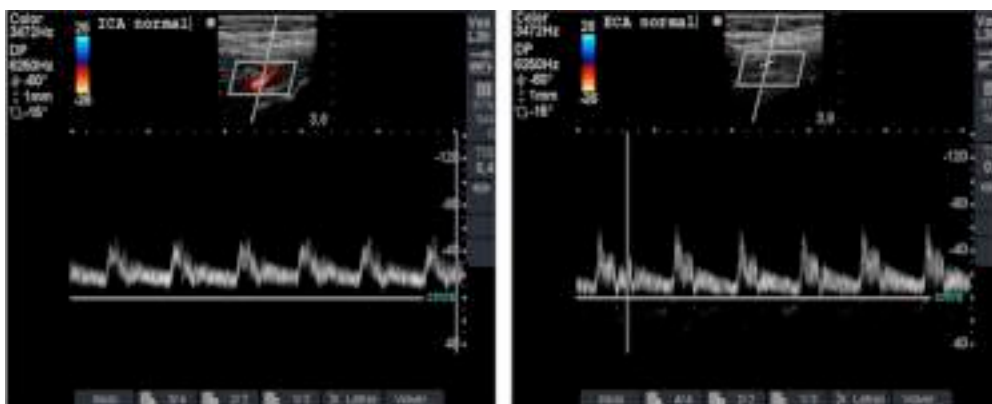


Fig. 1-19. Flujo característico de la arteria carótida interna (izquierda) y carótida externa (derecha)

Protocolo clínico

Medición del GIM

El GIM es una doble línea que se visualiza en la pared arterial. Su valor es la distancia entre la interfase luz-íntima y media-adventicia (figura 1-20). Generalmente se mide en el centímetro de carótida común proximal a la bifurcación y en su pared distal.



Fig. 1-20. Grosor íntima-media en la pared distal de la carótida común

Es importante que en el momento de congelar la imagen para posteriormente realizar la medición del GIM, la arteria se encuentre bien alineada (es decir, que se observen nítidamente ambas paredes de la carótida en todo su trayecto) y lo más horizontal posible en la pantalla. Para conseguirlo puede ser necesario presionar de forma más o menos intensa con la parte proximal o distal del transductor.

La medición del GIM se debe hacer de forma automatizada, con un “software” específico, diferente según la casa comercial. Este “software” realiza múltiples mediciones automáticas del segmento seleccionado y obtiene un valor medio y máximo por cada imagen obtenida (figura 1-21). El valor del GIM medio y máximo para cada paciente será la media de los GIM medios y máximos de cada uno de los segmentos evaluados. Los valores de normalidad del GIM deben adaptarse al tipo de aparato y a la población en la que se realicen las determinaciones.

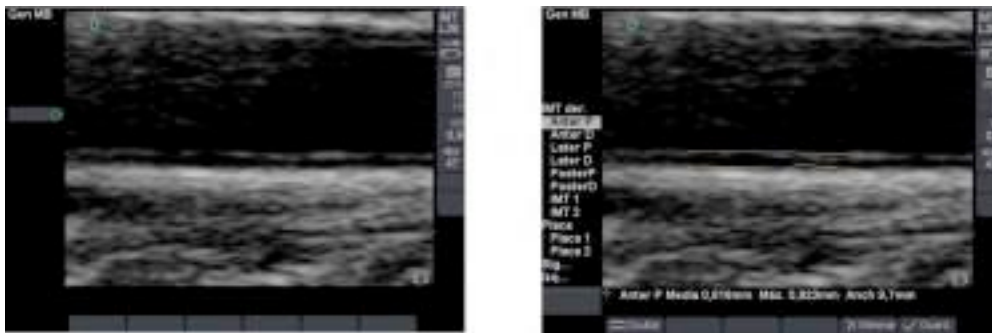


Fig. 1-21. Determinación automatizada del GIM a nivel de la carótida común.

Existen dos protocolos principales de medición:

Consenso de la Sociedad Americana de Ecocardiografía

Recomienda realizar, en cada lado del cuello, tres mediciones de aproximadamente 1 cm de longitud cada una. Las mediciones se deben realizar en la pared distal del segmento de la carótida común proximal a la bifurcación. De las tres medidas una es en proyección lateral (transductor se dirige hacia el pabellón auricular contralateral en un ángulo de 45° con

respecto al suelo), otra en proyección anterior (colocando la sonda perpendicular al suelo) y la otra en proyección posterior (colocando la sonda paralela al suelo) (figura 1-22). El GIM medio y máximo para un determinado paciente, es la media de las 6 medidas obtenidas (3 en cada lado del cuello). Si existieran placas en el segmento de medida, éstas deben incluirse en la medición del GIM.

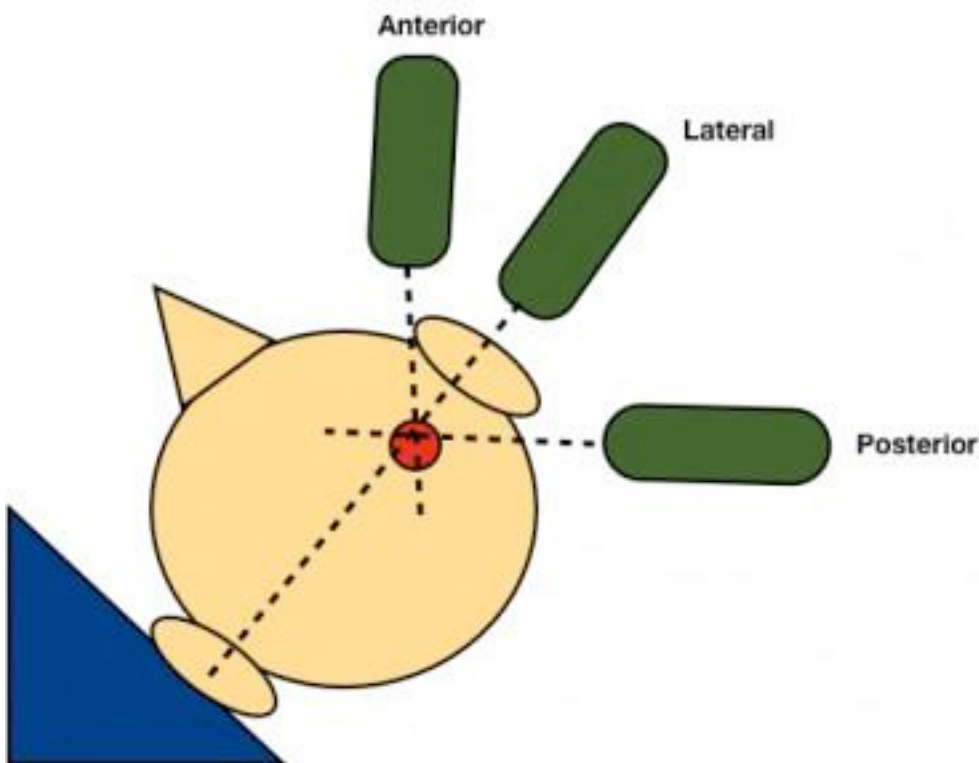


Fig. 1-22. Colocación de la cabeza y del transductor para la obtención de imágenes de carótida común.

Consenso de GIM de Mannheim

No indica unos criterios concretos de medida. Recomendamos medir el GIM en la pared distal. Se deben obtener valores por separado de la carótida común (en el centímetro proximal a la bifurcación), del bulbo y de la parte proximal de la carótida interna, en ambos lados (figura 1-23).



Fig. 1-24. Lugares de medición del GIM en pared distal de carótida común, bulbo y carótida interna.

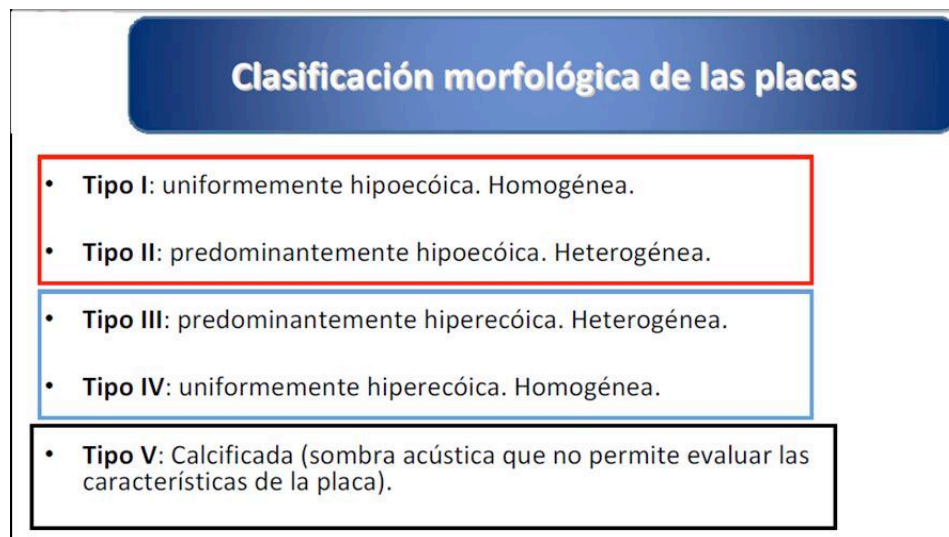
Placas carotídeas

La detección de placas en carótida común, bulbo y carótida interna debe formar parte del protocolo clínico de la ecografía carotídea. Es importante explorar cada uno de estos segmentos desde diversas proyecciones (anterior, lateral y posterior) para detectar placas que no pudieran ser vistas en una única proyección dado su carácter asimétrico. Las placas son definidas como:

- Engrosamiento focal de la pared que es al menos un 50% superior al grosor de la pared circundante.
- Engrosamiento focal de la pared que penetra 0,5 mm en la luz.
- Zona localizada con un GIM $>1,5$ mm, que penetra en la luz y que se identifica diferenciada de la zona circundante.

No se recomienda medir el tamaño de las placas dado su carácter asimétrico. En cambio si se debemos proporcionar información sobre sus características (calcificada, ulcerada, etc.) y su localización.

TIPOS DE PLACAS: Figura 1-25



Estenosis carotídea

El diagnóstico de estenosis requiere visualizar una reducción de la luz por la presencia de placas en la carótida interna. Una vez identificada se activa el doppler para observar cambios en la velocidad del flujo sanguíneo a su paso por la zona de reducción de la luz, los cuales deben ser cuantificados. Para determinar velocidades es imprescindible que el haz de ultrasonidos se sitúe paralelo al flujo, que el cursor se encuentre en la zona media del flujo y que el ángulo del doppler sea de 60° o, en cualquier caso, inferior a este valor. Existen diversos criterios diagnósticos de estenosis en función de las velocidades obtenidas, si bien los más utilizados son los NASCET.

Para calcular el porcentaje de estenosis se requiere medir la velocidad sistólica pico y la velocidad al final de la diástole en la zona de carótida interna donde se observe una mayor estenosis. También es conveniente medir la velocidad sistólica pico en carótida común para realizar una serie de cocientes que nos ayudarán a identificar la presencia de estenosis significativas (tabla 1). La determinación de estos valores es automática con todos los aparatos.

Tabla 1. Porcentaje de estenosis en carótida interna en función de la velocidad pico sistólica, velocidad al final de la diástole y el ratio velocidad pico sistólica en carótida interna vs carótida común.

Porcentaje (%) de estenosis	Parámetros principales		Parámetros adicionales	
	VSP en ACI (cm/seg)	Estimación de placa (%)*	Ratio VSP ACI/ACC	VFD en ACI (cm/seg)
Normal	<125	no	<2	<40
<50%	<125	<50	<2	<40
50-69%	125-230	≥50	2-4	40-100
≥70% pero menos que oclusión subtotal	≥230	≥50	>4	>100
Oclusión subtotal	Alto, bajo o indetectable	Visible	Variable	Variable
Oclusión total	Indetectable	Visible, luz no detectada	No aplicable	No aplicable

Imágenes patológicas



Fig. 1-26. GIM engrosado en carótida común

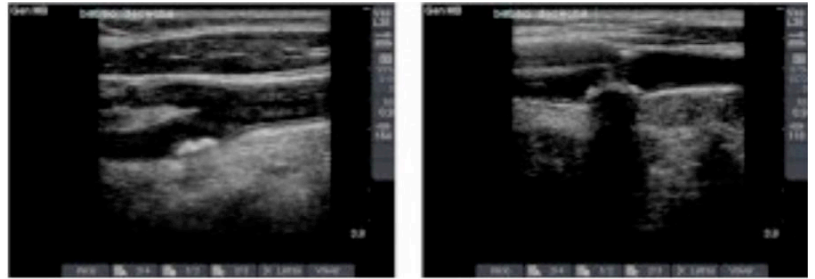


Fig. 1-27. Placas calcificadas a la salida de carótida interna. En el lado derecho con sombra acústica



Fig. 1-28. Dos placas situadas en bulbo y carótida interna

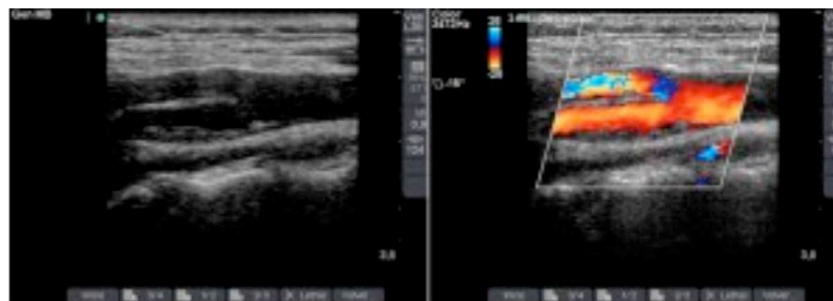


Fig. 1- 29. Placa hipodensa alargada en carótida interna sin estenosis significativa

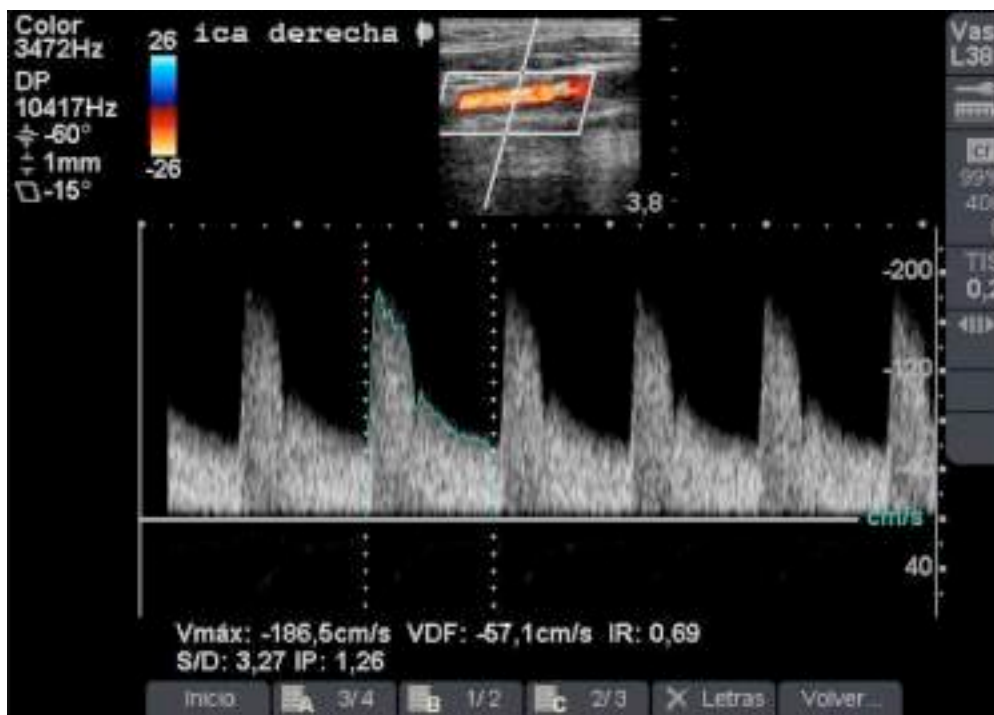


Fig. 1-30. Estenosis del 50-69% en carótida interna por criterios de velocidad pico sistólica (186,5 cm/seg, por tanto >125cm/seg) y de velocidad al final de la diástole (57,1 cm/seg, por tanto >40 cm/seg).

Bibliografía

- Nambi V, Chambless L, Folsom AR et al. Carotid intima-media thickness and presence or absence of plaque improves prediction of coronary heart disease risk: the ARIC (Atherosclerosis Risk In Communities) study. J Am Coll Cardiol 2010; 55(15):1600-1607. (PDF)
- Stein JH, Korcarz CE, Hurst RT et al. Use of carotid ultrasound to identify subclinical vascular disease and evaluate cardiovascular disease risk: a consensus statement from the American Society of Echocardiography Carotid Intima-Media Thickness Task Force. Endorsed by the Society for Vascular Medicine. J Am Soc Echocardiogr 2008; 21(2):93-111.
- Touboul PJ, Hennerici MG, Meairs S et al. Mannheim carotid intima-media thickness consensus (2004-2006). An update on behalf of the Advisory Board of the 3rd and 4th Watching the Risk Symposium, 13th and 15th European Stroke Conferences, Mannheim, Germany, 2004, and Brussels, Belgium, 2006. Cerebrovasc Dis 2007; 23(1):75-80. (PDF)
- Oates CP, Naylor AR, Hartshorne T et al. Joint recommendations for reporting carotid ultrasound investigations in the United Kingdom. Eur J Vasc Endovasc Surg 2009; 37(3):251-261.
- Lorenz MW, Markus HS, Bots ML, Rosvall M, Sitzer M. Prediction of clinical cardiovascular events with carotid intima-media thickness: a systematic review and meta-analysis. Circulation 2007; 115(4):459-467. (PDF)
- Qureshi AI, Alexandrov AV, Tegeler CH, Hobson RW, Dennis BJ, Hopkins LN. Guidelines for screening of extracranial carotid artery disease: a statement for healthcare professionals from the multidisciplinary practice guidelines

committee of the American Society of Neuroimaging; cosponsored by the Society of Vascular and Interventional Neurology. J Neuroimaging 2007; 17(1):19-47.

- Grant EG, Benson CB, Moneta GL et al. Carotid artery stenosis: gray-scale and Doppler US diagnosis–Society of Radiologists in Ultrasound Consensus Conference. Radiology 2003; 229(2):340-34 (PDF)
Polak JF, Pencina MJ, Pencina KM, O'Donnell CJ, Wolf PA, D'Agostino RBS. Carotid-wall intima-media thickness and cardiovascular events. N Engl J Med. 2011;365 (3):213-221.

Aorta abdominal

El objetivo básico cuando se valora con ecografía la aorta abdominal es descartar aneurisma, especialmente si hay complicaciones (dissección, rotura). Un diagnóstico precoz de este problema médico claramente puede salvar la vida del paciente.

Las complicaciones relacionadas con el aneurisma abdominal pueden manifestarse con síntomas muy variados: dolor lumbar o en fosas ilíacas que remedan un cólico nefrítico, síncope, dolor abdominal, hemorragia digestiva, etc. Por ese motivo, sería recomendable realizar ecografía abdominal a todos los pacientes con factores de riesgo cardiovascular que presenten alguno de estos síntomas. Esto es especialmente cierto en individuos mayores de 50 años con dolor lumbar o en flanco y presencia de hidronefrosis. Un súbito aumento de tamaño de un aneurisma aórtico puede comprimir uno de los uréteres y causar hidronefrosis unilateral (ver algoritmo figura 3-8).

Los objetivos o preguntas básicas cuando se planifique estudiar mediante ecografía la aorta abdominal son:

- ¿Tiene la aorta abdominal más de 3 cm de diámetro?
- ¿Tienen las arterias ilíacas más de 1,5 cm de diámetro?

Si la respuesta a estas preguntas es no, se puede descartar aneurisma de la aorta abdominal o de las ramas ilíacas. No obstante, es importante recalcar que se debe valorar la aorta abdominal en toda su longitud.

Si la respuesta es sí, se debe contactar con equipo de cirugía vascular de referencia. Si el paciente está hemodinámicamente estable, lo más

recomendable es realizar TAC abdominal para confirmar el diagnóstico. Si de forma casual detectamos un aneurisma aórtico de menos de 5 cm en un individuo asintomático, se puede remitir de forma ambulatoria a las consultas de cirugía vascular. Hay que tener presente que los aneurismas aórticos son asintomáticos hasta que surge alguna complicación aguda. Varios estudios en la bibliografía demuestran que la exploración física no es sensible, ya que incluso aneurismas grandes (de más de 6 cm) pasan desapercibidos hasta en el 30% de los pacientes.

Anatomía

La aorta abdominal tiene un discreto estrechamiento desde el diafragma hasta su bifurcación en las arterias ilíacas (figura 1-31). Por tanto, cualquier pérdida de este estrechamiento, especialmente si el diámetro es mayor de 3 cm, es sugerente de aneurisma. Asimismo, un diámetro superior a 1,5 cm de las arterias ilíacas también es sugerente de aneurisma de las mismas.

Los aneurismas con mayor riesgo de rotura son los fusiformes con más de 5 cm de diámetro (tabla 4-1). Más del 90% de los aneurismas de la aorta abdominal se localizan por debajo de la salida de las arterias renales.

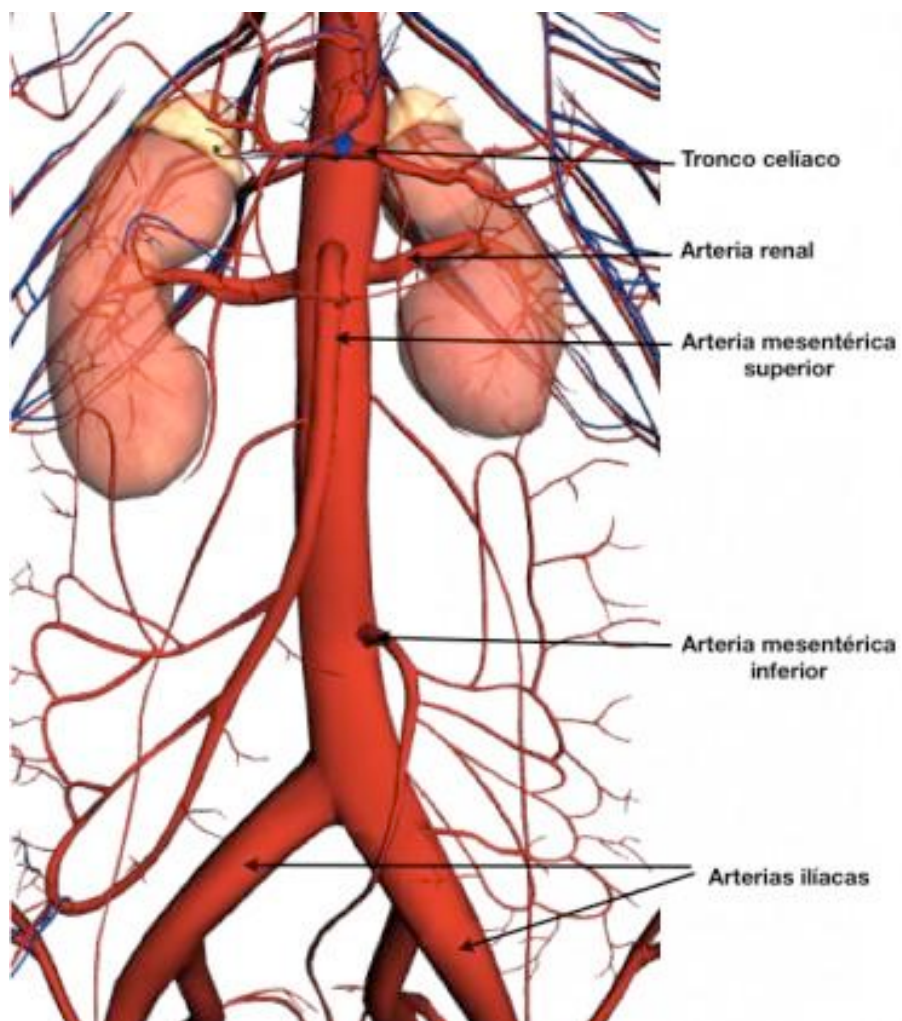


Fig. 1-31. Anatomía normal de la aorta abdominal y sus ramas.

Tabla 2. Riesgo de rotura anual de aneurisma aórtico según su diámetro.

Diámetro del aneurisma	Riesgo de rotura anual
< 4 cm	2%
4-5 cm	3-12%
> 5 cm	25-41%

Técnica

Para la valoración de la aorta abdominal utilizaremos una sonda convex de baja frecuencia (3,5 MHz) y debemos valorar por completo la aorta abdominal desde su inicio en el diafragma hasta las arterias ilíacas.

De forma protocolizada deberemos realizar los siguientes cortes:

- Transversal de la aorta proximal
- Transversal de la aorta medial
- Transversal de la aorta distal
- Transversal de la aorta distal a nivel de su bifurcación en las arterias ilíacas
- Longitudinal de la aorta abdominal en toda su longitud

El marcador de la sonda debe apuntar a la derecha del paciente en los cortes transversales y hacia la cabeza del paciente en el corte longitudinal. Es preciso recalcar que todas las mediciones deben hacerse desde la porción más externa de la pared aórtica.

Hay que evitar medir sólo la luz de la aorta, ya que nos daría una medición falsa del vaso (pudiendo existir incluso un trombo mural que no fuese medido). Debemos aplicar una presión adecuada no sólo para conseguir un buen contacto de la superficie del transductor sobre la piel, sino para apartar el aire intestinal que en muchas ocasiones se interpone entre la sonda y la aorta. En individuos obesos o si la interposición de gas intestinal persiste, puede ser útil colocar al paciente en decúbito lateral izquierdo o modificar ligeramente el ángulo del transductor.

Partiendo de esta vista transversal, lo primero que hemos de hacer es localizar la aorta. Para ello, la referencia básica que debemos tener es el cuerpo vertebral. Ecográficamente aparecerá como una estructura hiperecogénica (hueso) con sombra acústica. Adyacente al mismo encontraremos la aorta y la vena cava inferior (figura 1-32).

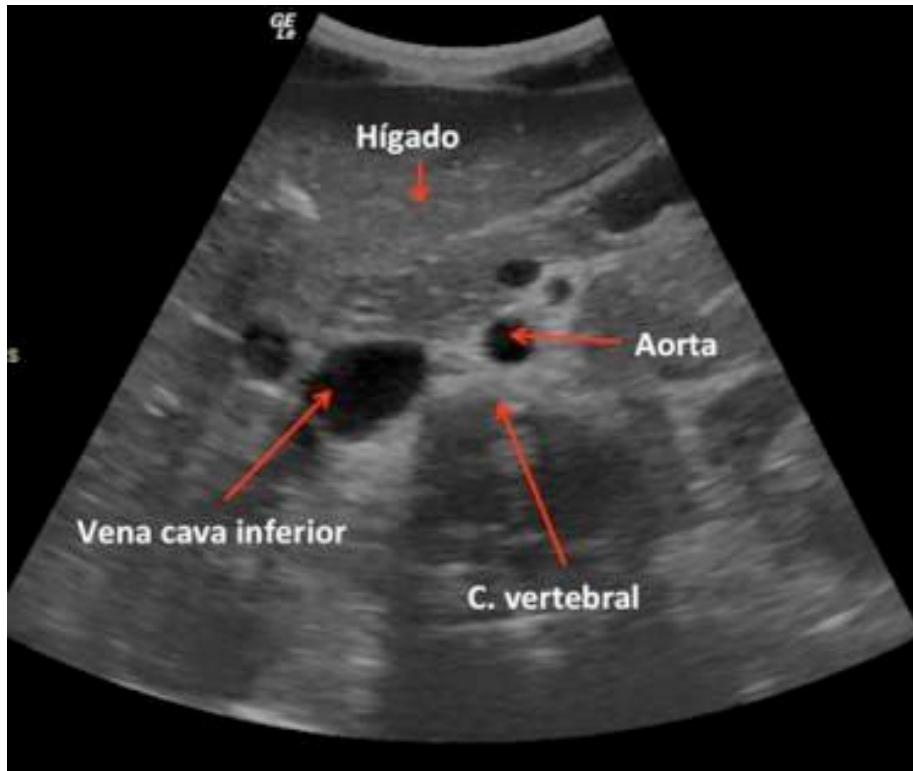


Fig. 1 -32 Corte transversal a nivel de la aorta superior. Se puede apreciar el cuerpo vertebral con la sombra acústica posterior y por encima la aorta y la cava inferior.

Una vez localizada la aorta en el corte transversal deberemos girar el transductor 90° con el marcador dirigido hacia la cabeza del paciente para obtener los cortes longitudinales. En los cortes longitudinales es importante asegurarse que estamos cortando la aorta a través de su diámetro máximo para evitar mediciones menores a la real (figuras 1-33 y 1-34).

Sabremos que nos encontramos en el territorio de la aorta proximal cuando veamos el parénquima hepático, las ramas de la aorta (tronco celíaco) y la cava inferior (figura 1-35 y 1-36). La aorta distal se encuentra justo por encima de la bifurcación de las ilíacas (debemos colocar el transductor a nivel del ombligo).

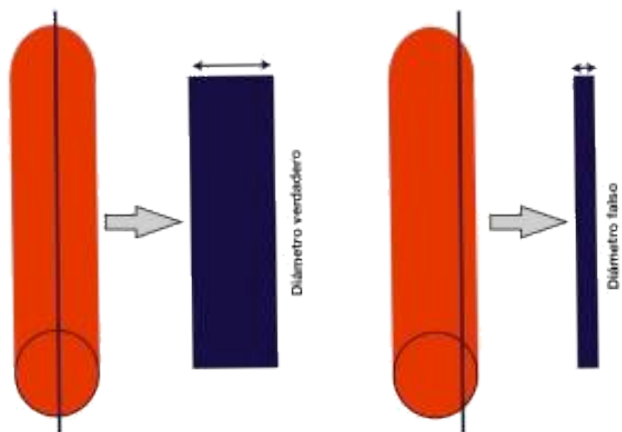


Fig. 1.33. Esquema corte longitudinal de un cilindro. Si el corte no se hace en su diámetro máximo, las mediciones pueden variar de forma sustancial.



Fig. 1-34. Corte longitudinal de la aorta a ni epigástrico.

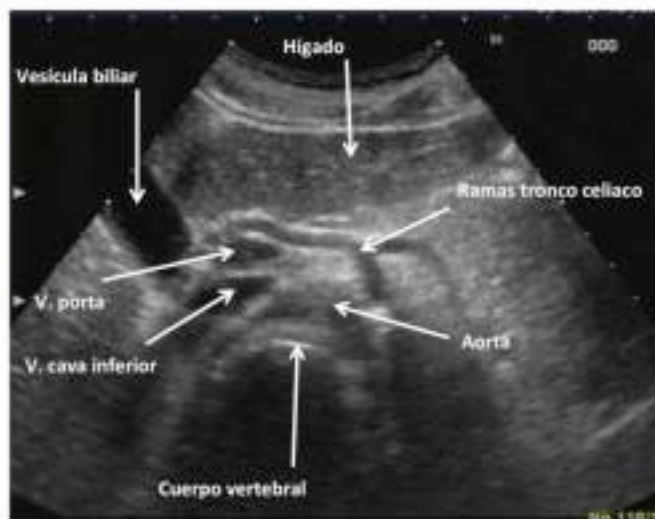


Fig. 1-36. Corte transversal a nivel de la aorta proximal.

La exploración ecográfica de la aorta en manos de médicos no radiólogos es

relativamente sencilla y tenemos evidencia suficiente para afirmar que:

- La exploración física de la aorta abdominal no es fiable
- La sensibilidad de la ecografía para detectar aneurisma de la aorta abdominal es del 98% (en manos de internistas o médicos de urgencia)
- La curva de aprendizaje para alcanzar esos niveles de fiabilidad diagnóstica es muy rápida (no es necesario un entrenamiento prolongado)

Protocolo clínico

En la figura 1-37 se presenta un algoritmo clínico ante la sospecha de paciente con aneurisma de aorta abdominal si se dispone de ecógrafo.



Fig. 1-37. Algoritmo ante la sospecha de paciente con aneurisma de la aorta abdominal.

Bibliografía

- Cronenwett JL, Murphy TF, Zelenock GB et al. Actuarial analysis of variables associated with rupture of small abdominal aortic aneurysms. Surgery. 1985;98:472-483.
- Ernst CB. Abdominal aortic aneurysm. N Engl J Med. 1993;328:1167-1172.
- Kuhn M, Bonnin RL, Davey MJ, Rowland JL, Langlois SL. Emergency department ultrasound scanning for abdominal aortic aneurysm: accessible, accurate, and advantageous. Ann Emerg Med. 2000;36:219-223.
- LaRoy LL, Cormier PJ, Matalon TA, Patel SK, Turner DA, Silver B. Imaging of abdominal aortic aneurysms. AJR Am J Roentgenol. 1989;152:785-792. (PDF)
- Limet R, Sakalihassan N, Albert A. Determination of the expansion rate and incidence of rupture of abdominal aortic aneurysms. J Vasc Surg. 1991;14:540-548.
- Ouriel K, Green RM, Donayre C, Shortell CK, Elliott J, DeWeese JA. An evaluation of new methods of expressing aortic aneurysm size: relationship to rupture. J Vasc Surg. 1992;15:12-8.
- Tayal VS, Graf CD, Gibbs MA. Prospective study of accuracy and outcome of emergency ultrasound for abdominal aortic aneurysm over two years. Acad Emerg Med. 2003;10:867-871. (PDF)

Índice tobillo brazo:

El índice tobillo brazo (ITB) identifica de forma precoz la enfermedad arterial periférica (EAP), mejorando la estratificación o re-estratificación cardiovascular de los pacientes con riesgo vascular potencial e incita en la búsqueda de otros territorios vasculares. El ITB es una medición objetiva y sirve como estándar diagnóstico de la EAP de la extremidad inferior. Ofrece datos pronósticos útiles para predecir la supervivencia del miembro inferior, la curación de las heridas y la supervivencia del paciente.

Consiste es un sistema doppler de ultrasonidos que permite estimar el flujo de sangre arterial mediante un registro de onda de pulso acompañándose de la determinación de la presión arterial en las extremidades evaluadas.

Otras ventajas figuran:

- Técnica sencilla en cuanto al método utilizado
- Reproducible en AP con mínima variabilidad interobservador e intraobservador
- Técnica barata, reducido personal sanitario-técnico
- Duración de unos 20-25 minutos, aproximado por prueba realizada, dependiendo del operador y experiencia.



Figura 1-38. Aparato de ITB.

Instrumentos necesarios:

- Esfigmomanómetro
- Aparato doppler de 5-10 MHz.
- Gel para ecografía

Técnica:

1. Explicar el procedimiento al paciente.
2. Mantener a la persona en decúbito supino con el tronco a 45° durante 5-10 minutos para estabilizar la presión arterial.
3. Colocar el manguito del esfigmomanómetro en el miembro superior y localizar el pulso braquial o radial.
4. Aplicar el gel conductor y encender el doppler colocando la punta de la sonda del doppler (8 MHz) encima del gel conductor con un ángulo de 45-60° hasta que se optimice el sonido.
5. Inflar el manguito hasta que se deje de escuchar el sonido y a continuación, aumentar la presión del manguito al menos 20 mmHg por encima de la presión arterial sistólica
6. Desinflar el manguito a un ritmo de 2 a 4 mmHg/s hasta que se oiga el sonido que indica la presión sistólica.
7. Repetir el mismo procedimiento en el brazo contrario.
8. Del mismo modo se realiza el procedimiento para medir la presión arterial sistólica en la arteria pedia y en la arteria tibial posterior, colocando el manguito a 4 cm por encima de los maleolos y registrando estas dos 2 mediciones

Por lo que resumiendo observamos los siguientes gráficos, interpretación y manejo:

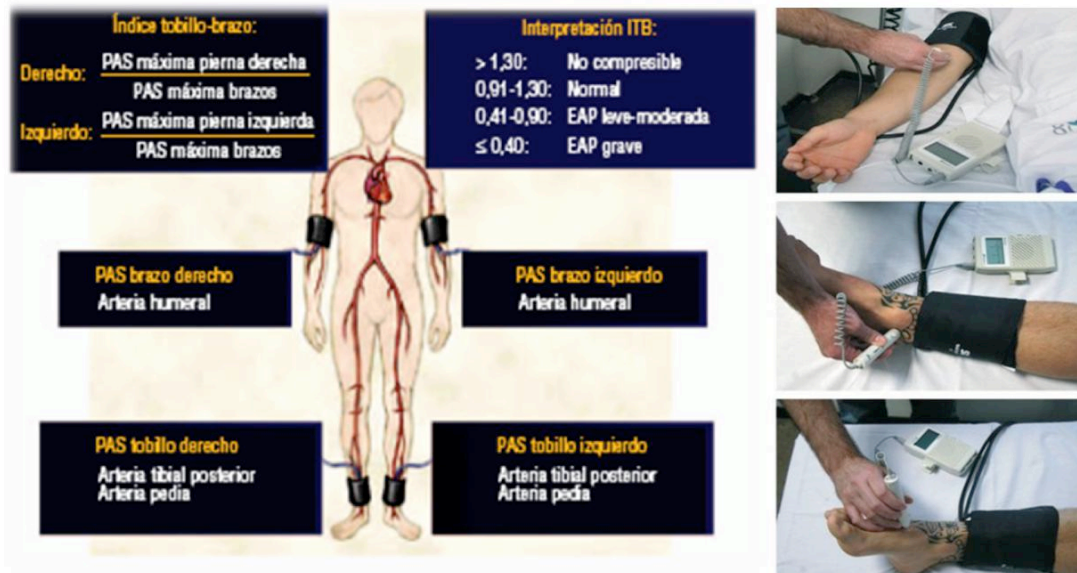
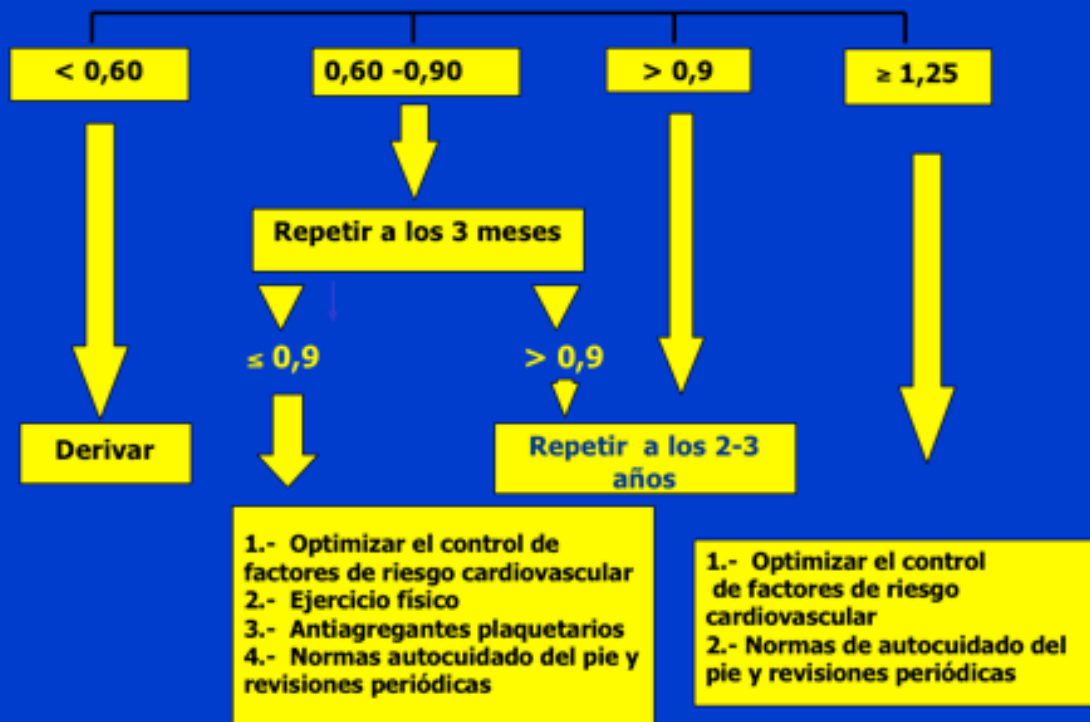


Figura 1-39. Modificado de Hiatt,2011.

El hecho de que la determinación del ITB sea una prueba barata, simple, objetiva, no invasiva y de fácil realización en las consultas y que mejora la predicción del riesgo cardiovascular obtenido con los factores de riesgo clásicos, hace de ella una prueba útil para la estimación del riesgo cardiovascular, ya que la presencia de un ITB bajo en sujetos de riesgo bajo o intermedio obliga a su reclasificación como de alto riesgo con la consiguiente intensificación del tratamiento cardiovascular.

ITB en el paciente asintomático



Bibliografía:

1. Anckle Brachial Index. Anckle Brachial Index combined with Framingham Risk Score to predict cardiovascular events and mortality. JAMA 2008; 30:197-208.
2. Fernández- Miranda, C, Carreras, F, Civeira, F, Fabiani, F, Lahoz, C. e tal. Nuevas perspectivas en la medición del riesgo cardiovascular: exploraciones para detectar la aterosclerosis subclínica y marcadores de inflamación. Med Clin (Barc.)2007; 128:344-51.
3. Vicente I, Lahoz C, Mostaza, J. ¿Nos podemos beneficiar de la determinación del índice tobillo-brazo en la consulta de Atención Primaria? Aten Primaria 2006; 38:358-61.
4. Hirsch AT, Haskal ZJ, Hertzner NR, Bakal CW, Creager MA, Halperin JL, et al. ACC/AHA 2005 Practice Guidelines for the management of patients with peripheral arterial disease (lower extremity, renal, mesenteric, and abdominal aortic): a collaborative report from the American Association for Vascular Surgery/Society for Vascular Surgery, Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, Society for Vascular Medicine and Biology, Society of Interventional Radiology, and the ACC/AHA Task Force on Practice Guidelines (Writing Committee to Develop Guidelines for the Management of Patients With Peripheral Arterial Disease): endorsed by the American Association of Cardiovascular and Pulmonary Rehabilitation; National Heart, Lung, and Blood Institute; Society for Vascular Nursing; Transatlantic Inter-Society Consensus; and Vascular Disease Foundation. Circulation.2006; 113: e463-e54.

5. Rooke, Thom W., Hirsch, Alan T., Misra, Sanjay, Anton N. Sidawy, 2011
ACCF/AHA Focused Update of the Guideline for the Management of Patients
With Peripheral Artery Disease (Updating the 2005 Guideline): A Report of the
American College of Cardiology Foundation/American Heart Association Task
Force on Practice Guidelines. *Circulation*. 2011;124:2020-2045.

6. Fontcuberta, J., Gil, J., Estudio del Sector Femoro Poplíteo. En:
Fontcuberta, J., Eco- Doppler Vascular. Primera edición. Madrid: J.
Fontcuberta; 2010. p. 450-451.

Ecografía femoral:

La detección de arteriosclerosis periférica subclínica por medio de herramientas no invasivas como es la ecografía de arterias femorales parece ser una herramienta prometedora en la estratificación o re estratificación en el riesgo vascular. De momento con los estudios actuales solo las placas en las arterias femorales podrían desempeñar un papel primordial en la predicción del riesgo vascular que debe seguir siendo evaluado en otros estudios prospectivos.

Anatomía:

La arteria femoral que se origina como continuación de la iliaca externa. Comienza en el triángulo femoral, por detrás del ligamento inguinal (normalmente cerca de la cabeza del fémur), donde la arteria iliaca externa pasa a recibir el nombre de arteria femoral, que recorre en su trayecto inicial la parte anterior del muslo. En este segmento, también recibe el nombre de **arteria femoral común** (AFC) la cual abandona el triángulo femoral a través de un ápice por debajo del músculo sartorio, y emite la arteria femoral profunda (AFP), que proporciona sangre al muslo. Tras ramificarse la femoral profunda, pasa a recibir el nombre de **arteria femoral superficial** (AFS), debido a su trayecto superficial.

Técnica:

La ecografía femoral se realiza con una sonda lineal de alta frecuencia (≥ 7 MHz). El examen se realiza en dos pasos: El primer paso están relacionados con cortes longitudinales y transversales para la identificación de las arterias en modo B y flujo. En el corte longitudinal es obligatorio seguir a las arterias desde su inicio hasta el final. El marcador del transductor está localizado de forma craneal hacia la cabeza del paciente. La segunda etapa es la evaluación

del flujo usando el doppler pulsado en el corte longitudinal con un ángulo de 60° o menos.

Se recomienda iniciar el examen en cortes transversales para una mejor identificación de tejidos circundantes y arterias.

La arteria femoral se encuentra en una posición lateral respecto a la vena, inmediatamente debajo del ligamento inguinal, por encima del plano muscular del músculo ilio-psoas. La vena tiene un diámetro mayor y se deja colapsar con una moderada compresión, mientras que la arteria pone de manifiesto su característica pulsátil durante la compresión.

Desplazando la sonda distalmente, se visualiza la división de la AFC en AFS y AFP. Entre ambas arterias discurre la rama venosa circunfleja de la vena femoral común.

La exploración de la AFP es sencilla y muy favorable al estudio eco-doppler debido a su angulación. Se debe buscar siempre su origen para descartar la existencia de una estenosis a este nivel. Más allá de los primeros 2-3 cm es difícil de continuar, debido a su división en ramas (arteria circunfleja lateral y perforantes).

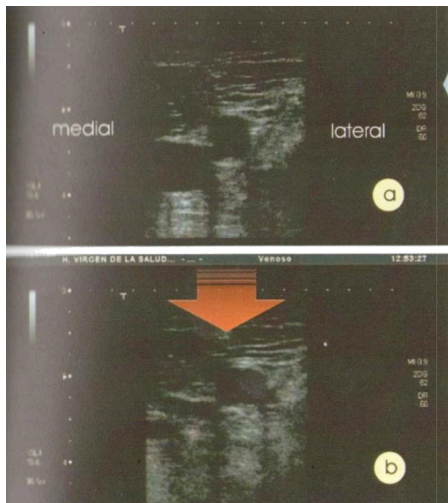


Figura 1-40. Corte transversal. La arteria femoral (a) se encuentra en posición lateral respecto a la vena. La compresión de la sonda (b) permite diferenciar la vena de la arteria, ya que esta última no se colapsa.

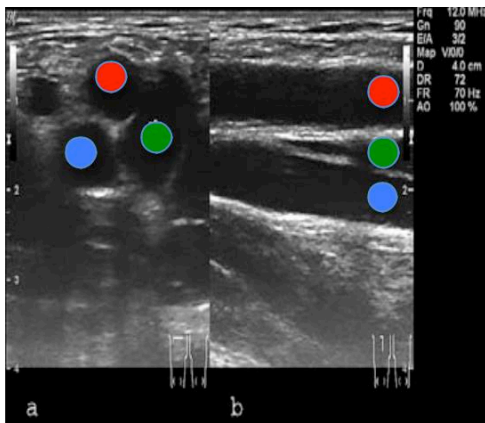


Figura 1-41. Corte transversal (a) y corte longitudinal (b). Rojo, Arteria femoral superficial, azul, arteria femoral profunda y verde, vena femoral común

Bibliografía:

1. Fontcuberta, J., Gil, J., Estudio del Sector Femoro Poplíteo. En: Fontcuberta, J., Eco- Doppler Vascular. Primera edición. Madrid: J. Fontcuberta; 2010. p. 442-445.
2. Crisan S., Ultrasound examination of the femoral and popliteal arteries. Medical Ultrasonography, 2012, 14;1, 74-77.

Evidencia científica actual de las herramientas:

¿ Qué dice la evidencia científica?

Guías: Guías ESC/ESH para el manejo de Hipertensión Arterial (2013) Guías ESC/EASD prediabetes y enfermedades cardiovasculares (2013) Guía ESC de la Prevención de enfermedad cardiovascular (2012) Guía ESC/EAS del manejo de dislipemias (2011) Guía ACC/AHA riesgo cardiovascular (2013) Guía ACC/AHA para el tratamiento de colesterol y reducción de riesgo arteriosclerótico (2013) Guía ACCF/AHA riesgo cardiovascular en asintomáticos (2010)	Grado
Índice tobillo- brazo Considerada como marcador cardiovascular y valor predictivo para estimación de riesgo vascular. -LA EAP es un a condición de alto riesgo para uso de estatinas	I-IIa- B

Vlachopoulos, Charalambos, et al. Atherosclerosis. 2015; 241: 507-532

Ramos, Rafael et al. JACC 67,2016

"HERRAMIENTAS NO INVASIVAS EN ATENCIÓN PRIMARIA PARA BÚSQUEDA DE ARTERIOSCLEROSIS SUBLÍNICA" AULA BAS

¿ Qué dice la evidencia científica?

Guías: Guías ESC/ESH para el manejo de Hipertensión Arterial (2013) Guías ESC/EASD prediabetes y enfermedades cardiovasculares (2013) Guía ESC de la Prevención de enfermedad cardiovascular (2012) Guía ESC/EAS del manejo de dislipemias (2011) Guía ESC de la Prevención de enfermedad cardiovascular (2016) Guía ACC/AHA riesgo cardiovascular (2013) Guía ACC/AHA para el tratamiento de colesterol y reducción de riesgo arteriosclerótico (2013) Guía ACCF/AHA riesgo cardiovascular en asintomáticos (2010)	Grado
Ecografía carotídea (GIM y placas carotídeas) y femoral (placas) Considerada como marcador cardiovascular y valor predictivo para estimación de riesgo vascular. - Adultos asintomáticos	IIA-III B