

PRINCIPIOS FÍSICOS E INDICACIONES CLÍNICAS DEL ULTRASONIDO DOPPLER

PHYSICAL PRINCIPLES AND CLINICAL INDICATIONS FOR DOPPLER ULTRASOUND

DRA. PAOLA PAOLINELLI G. (1)

1. Departamento de Diagnóstico por Imágenes. Clínica Las Condes.

Email: ppaolinelli@clinicalascondes.cl

RESUMEN

El ultrasonido doppler constituye un método de diagnóstico de primera línea para los pacientes con patología vascular. Se basa en el efecto doppler, en que la frecuencia del sonido cambia cuando el emisor y/o el receptor se mueven.

En medicina se utilizan el Modo doppler continuo (CW) y el Modo Pulsado (PW), en sus formas de doppler espectral, color y Power Angio.

En la práctica clínica, el doppler se utiliza para evaluar el flujo sanguíneo por medio de la medición del movimiento de los glóbulos rojos, permitiendo obtener información respecto a la permeabilidad vascular, el sentido del flujo, presencia de estenosis, resistencia vascular distal y vascularización de las lesiones.

Dentro de todas las indicaciones, se analizarán las pruebas que se realizan con más frecuencia en un servicio de radiología: el doppler carótido-vertebral y el doppler venoso.

Palabras clave: Efecto doppler, ultrasonido doppler, doppler pulsado, doppler carotideo, doppler venoso.

SUMMARY

Doppler Ultrasound is the first line diagnostic method for patients with vascular disease. It depends on Doppler effect, consisting in frequency wave changes when transmitter and/or receiver are moving.

In medicine we use Continuous Doppler Mode (CW) and Pulsed Doppler Mode (PW) in form of spectral Doppler, color and Power Angio.

In clinical practice, the Doppler is used to assess the blood flow measuring the movement of red blood cells, allowing to obtain information regarding vascular permeability, direction of flow, presence of stenosis, distal vascular resistance and lesions vascularization.

We analyze most frequently examinations in a radiology department: carotid-vertebral Doppler and Venous doppler

Key words: Doppler Effect, doppler shift, doppler ultrasonography, pulsed doppler ultrasonography, carotid doppler ultrasonography, venous doppler ultrasonography.

INTRODUCCIÓN

En los últimos años ha habido un gran avance en el estudio vascular no invasivo con instrumentos como la resonancia magnética y la tomografía computada multicorte. La técnica doppler ha estado disponible por cerca de 40 años, constituyendo un método fundamental y la mayor de las veces de primera línea para el diagnóstico vascular.

Este artículo tiene por objetivo realizar una revisión de la técnica, aprendiendo las bases físicas del ultrasonido doppler y sus aplicaciones en medicina. Se ahonda más en los detalles técnicos que en el artículo publicado anteriormente (1).

Esta información puede parecer excesiva para un médico general, pero entendiendo las bases físicas y hemodinámicas, se hace más fácil la interpretación y aplicación de los resultados de los estudios en la práctica clínica.

HISTORIA

En el año 1846, el físico y matemático austriaco Johann Christian Doppler (1803 - 1853) dio a conocer su teoría a cerca de los cambios de frecuencia que se producen cuando una fuente de sonido se desplaza respecto a un observador estacionario.

Para probarlo llevó a cabo un experimento, localizando a un grupo de trompetistas en un tren en movimiento e indicándoles que tocaran la misma nota musical mientras que otro grupo de músicos, en la estación del tren, registraba la nota que oían mientras el tren se acercaba y alejaba de ellos sucesivamente. Al constatar el cambio de frecuencia de las notas mientras el tren se movía, demostró su teoría, lo que más tarde se llamó efecto doppler. Es curioso que utilizó trompetistas, cuando el ejemplo clásico del efecto doppler es el silbato de la misma locomotora. Más tarde el físico francés Armand Hippolyte L. Fizeau (1818-1896), generalizó el trabajo de Doppler al aplicar su teoría a la luz. En el año de 1848, determinó que los cuerpos celestes que se acercan hacia la Tierra son vistos de color azul y los que se alejan se ven de color rojo.

Esto significa que las ondas de luz al aproximarse hacia el observador se dirigen hacia el extremo ultravioleta del espectro, de mayor frecuencia y cuando se alejan, se aproximan hacia el extremo infrarrojo, de menor frecuencia.

A pesar de estos importantes avances en la física de las ondas, no sería sino hasta el siglo XX que el fenómeno Doppler se aplicó en medicina junto a otro principio de acústica que influyó profundamente en muchas ramas de la medicina: el ultrasonido.

EFEECTO DOPPLER

Cuando un emisor produce una onda de una determinada frecuencia (luz o sonido), ésta viaja por el aire libremente a una determinada velocidad, alcanzando al observador que recibe exactamente la misma frecuencia emitida. En este caso no hay efecto doppler (Fig.1a).

Si el emisor y/o el receptor se mueven, alejándose o acercándose y aunque la onda viaja a la misma velocidad, ésta se comprime (si se acercan) o se expande (si se alejan), por lo que la frecuencia recibida por el receptor es distinta a la emitida. A esto se le define como efecto doppler (fig. 1 b y c).

La diferencia entre las frecuencias emitida y recibida, se denomina "desplazamiento de frecuencias" o "frequency shift".

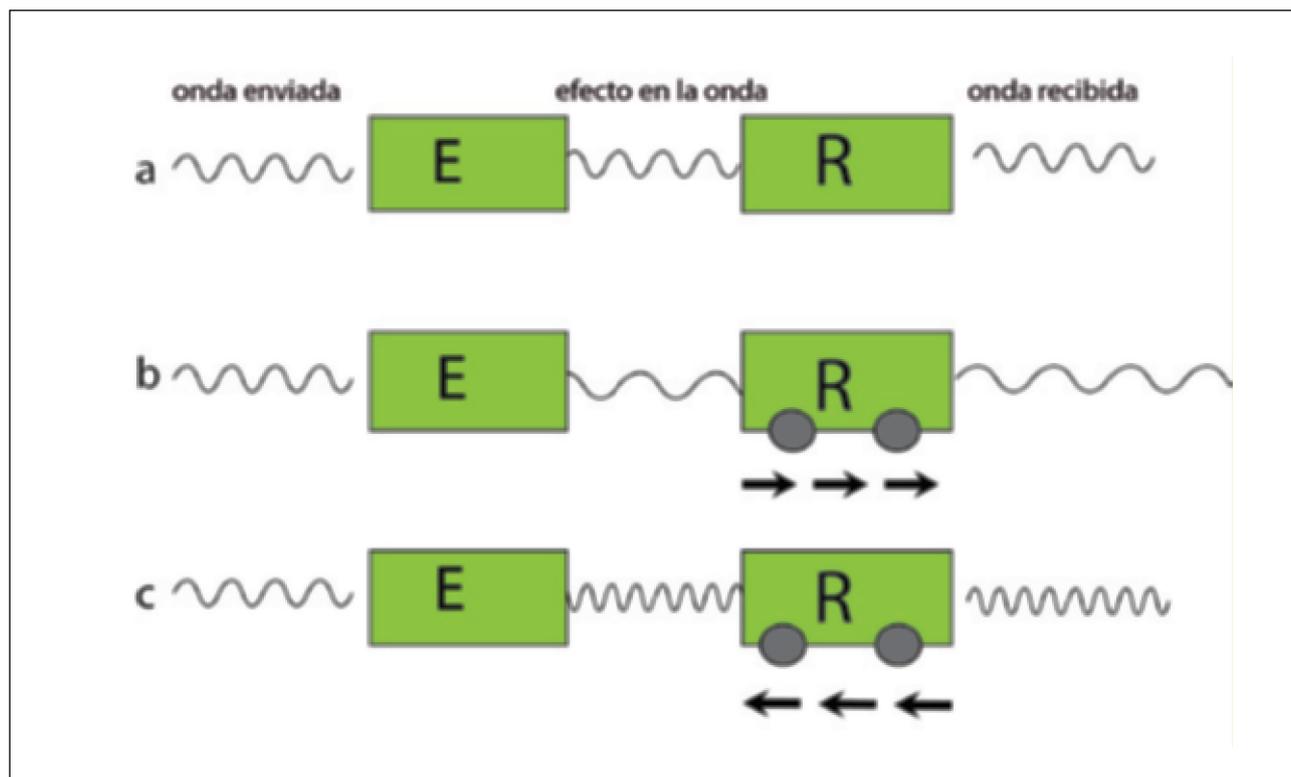


Figura 1. a.- El emisor (E) envía una frecuencia que es recibida (R) sin cambios ya que no hay movimiento. No hay efecto doppler. b y c.- muestran el efecto doppler: En b, el receptor (R) se aleja del emisor, recibiendo una menor frecuencia y en c, el receptor se acerca al emisor, recibiendo una mayor frecuencia.

ULTRASONIDO DOPPLER

En la práctica clínica, el doppler se utiliza para evaluar el flujo sanguíneo por medio de la medición del movimiento de los glóbulos rojos. Éstos actúan como pequeños reflectores que devuelven el sonido a modo de un eco.

El efecto doppler se manifiesta dos veces. Primero tenemos un emisor estacionario (transductor), que emite una determinada frecuencia de sonido, la que es recibida por un receptor en movimiento (glóbulo rojo), manifestándose un primer efecto doppler. Luego este glóbulo rojo en movimiento, devuelve otra frecuencia al receptor estacionario (transductor), evidenciándose el segundo efecto doppler. (fig 2).

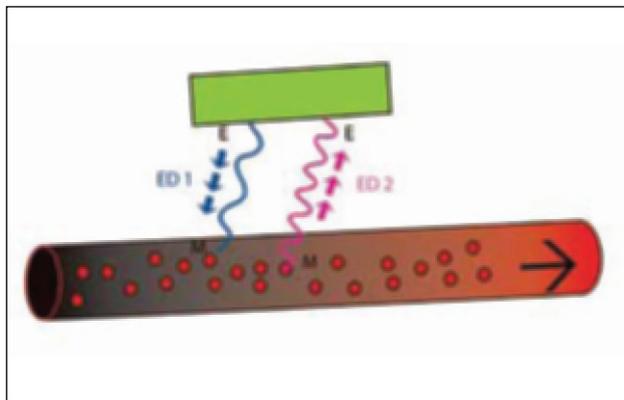


Figura 2. El transductor (en verde) emite una frecuencia (azul) que es recibida por los glóbulos rojos en movimiento (círculos rojos), manifestándose el primer efecto doppler (ED1). Los glóbulos rojos en movimiento, envían otra frecuencia (rosada), que es recibida por receptor estacionario (transductor), manifestándose el segundo efecto doppler (ED2).

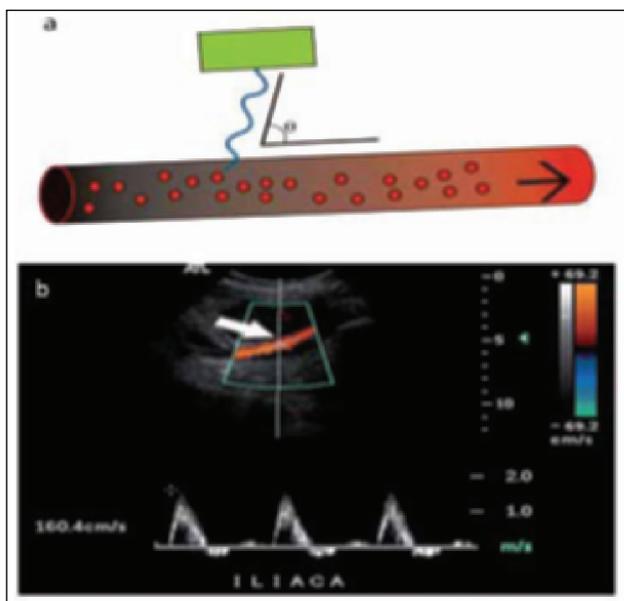


Figura 3. a.- El ángulo de incidencia se forma entre la dirección del haz y el flujo. Se denomina O. b.- Posición correcta del cursor (flecha) paralelo al flujo.

La siguiente fórmula muestra la definición matemática de este fenómeno:

$$F_d = \frac{2 \times F_t \times V \times \cos O}{C}$$

Fd: desplazamiento de frecuencias (*frequency shift*)

Ft: frecuencia transmitida (del transductor)

C: velocidad de propagación del sonido en el cuerpo humano (1540 cm/seg)

2: factor por el doble efecto doppler

v: velocidad de los glóbulos rojos

Cos O: coseno del ángulo de incidencia. (fig 3a)

Analizando la ecuación, vemos claramente que al registrar el desplazamiento de frecuencias, obtenemos la velocidad del flujo.

El Cos O se refiere al ángulo de incidencia de la onda de sonido respecto a la dirección del flujo (fig 3 a). Es un dato fundamental para el cálculo de la velocidad, constituyendo uno de los parámetros más críticos y que requiere gran exactitud durante el examen. Este ángulo debe ser lo más paralelo posible al flujo a medir, idealmente entre los 0 y 60°, porque la variabilidad del coseno en números mayores (entre 60 y 90°), es muy alta, aumentando el rango de error en la determinación de la velocidad que puede llegar incluso al 50% (fig 3 a y b).

INSTRUMENTACIÓN

Los transductores están formados por cristales piezoeléctricos que tienen la propiedad de transformar la energía eléctrica en mecánica y viceversa.

El transductor envía una onda a una determinada frecuencia, la cual es devuelta con otra frecuencia al transductor. La diferencia entre ellas (*frequency shift*) cae dentro de las frecuencias audibles por el ser humano (entre 20 y 20000 hz), por lo que podemos escucharlas durante el estudio.

En clínica tenemos dos tipos de sistemas de doppler:

a. Continuo: *Continous Wave Doppler: CW*

b. Pulsado: *Pulsed Wave Doppler: PW*

a. En el doppler continuo (CW), el transductor emite y recibe la señal al mismo tiempo, adquiriendo todos los flujos y movimientos a lo largo del haz, sin determinar la posición o profundidad del vaso. La ventaja es que no tiene límite de velocidad para su medición, es decir, permite evaluar velocidades muy altas, como ocurre en las cavidades cardíacas.

b. En el doppler pulsado (PW) se envían pulsos de ondas de ultrasonido que interrogan el vaso, esperando que la información regrese antes de enviar el próximo pulso. Esto permite la discriminación espacial, inte-

rogando en forma precisa el vaso a estudiar.

En el sistema pulsado, los cambios de frecuencia o las velocidades se pueden codificar de distintas maneras, dando origen a tres técnicas:

- a. Doppler Espectral
- b. Doppler Color
- c. Doppler Poder o Power Angio

a. Doppler espectral

El doppler espectral consiste en una curva de velocidad versus tiempo, que representa la variación de la velocidad de flujo de los glóbulos rojos a lo largo del ciclo cardiaco. El tiempo es representado en el eje horizontal y la velocidad en el vertical (fig 4) (2).

La dirección del flujo se muestra por el signo de la velocidad. Los valores positivos se acercan al transductor y los negativos se alejan.

b. Doppler color: CDI: *color doppler imaging* o CFM: *color flow mapping*
Codifica la velocidad media del flujo sanguíneo en colores, de acuerdo a una determinada escala, superponiéndola a la imagen Modo B (bidimensional en blanco y negro). La zona de muestreo está determinada por el ROI (caja de color).

El color muestra la dirección del flujo. El del margen superior de la columna siempre representa el flujo hacia el transductor y el contrario el flujo que se aleja del transductor. Mientras mayor sea la velocidad, el color es más brillante (fig 6).

c- Power Angio

El doppler power representa la potencia o intensidad del espectro del flujo, no la velocidad como los otros modos. Este parámetro se obtiene de la misma curva espectral.

Cuanto mayor sea el número de glóbulos rojos moviéndose, mayor va a ser la información. Las ventajas son que tiene una sensibilidad entre 3 y 5 veces el doppler color, no presenta aliasing y es independiente del ángulo de incidencia (3) (fig 7).

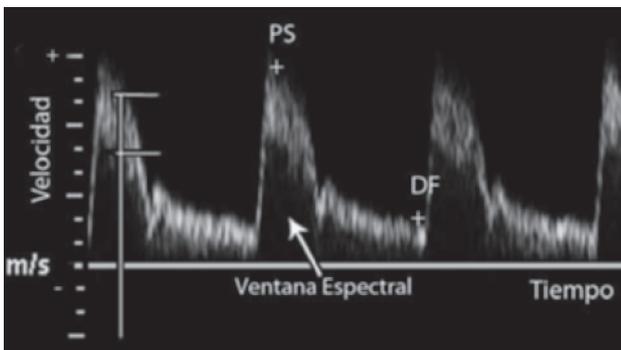


Figura 4. Curva espectral que registra velocidad de los glóbulos rojos a través del tiempo. PS: peak sistólico; DF: diastólica final. Líneas horizontales muestran velocidades máxima y mínima, en un tiempo determinado (línea vertical). Valores positivos (+) se acercan al transductor y negativos (-) se alejan.

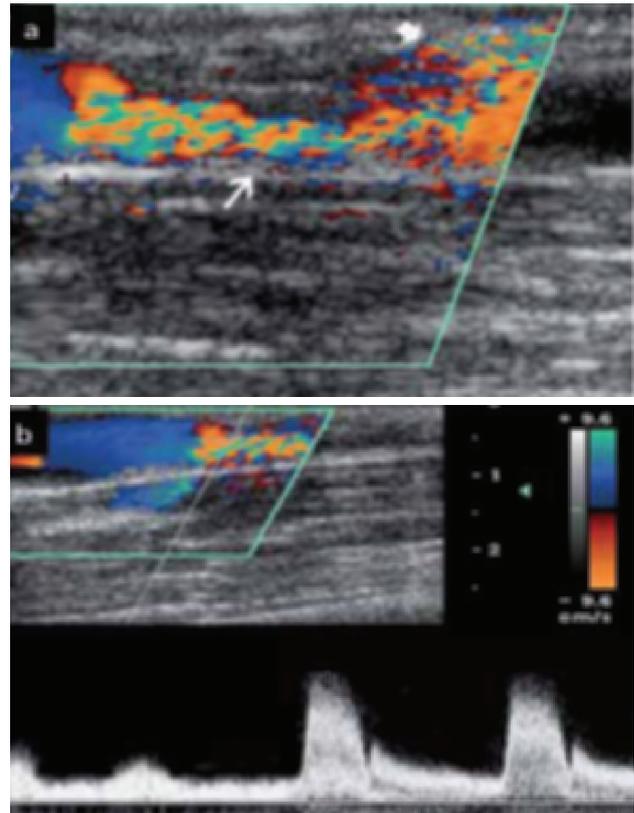


Figura 5. a.- Estenosis arterial. El aumento de velocidad se presenta como un mosaico de color (flecha fina). Artefacto perivascular (flecha gruesa) b.- Aumento de velocidad. La curva espectral muestra velocidad normal en el segmento anterior y aumento significativo de ésta en la estenosis.



Figura 6. Barra de escala de color. El color superior (en este caso rojo) codifica el flujo que se acerca al transductor y el inferior, el que se aleja del transductor. Mientras más brillante es el color, mayor es la velocidad.

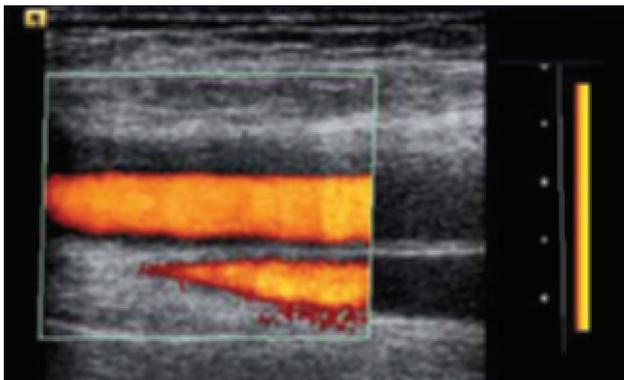


Figura 7. Doppler poder (power doppler) muestra el flujo, independiente del ángulo. El ángulo es de 90° entre el haz y el flujo. Con doppler color no habría señal.

La desventaja es que no da información de velocidad ni permite determinar el sentido del flujo. En la actualidad hay equipos que combinan el color angio con la información del sentido del flujo del espectro y los representa simultáneamente.

APLICACIONES CLÍNICAS

Los parámetros que podemos obtener en los vasos a estudiar son:

1. Permeabilidad del vaso
2. Presencia de vascularización en una lesión
3. Sentido del flujo de la sangre

4. Presencia de estenosis
5. Información de lo que ocurre en la vasculatura distal al lugar del examen

1. Permeabilidad Vascular:

A través del modo B se puede ver directamente la presencia de un trombo o una vena no colapsable a la presión lo que indica que su lumen está ocupado (fig 8a).

Con los tres métodos de doppler, bajando al máximo el PRF y los filtros, se demuestra la falta de flujo en el vaso (Fig 8b).

2. Presencia de vascularización en una lesión:

Es importante porque permite describir que una lesión es sólida cuando encontramos estructuras vasculares en su espesor o que una lesión "quistica", presenta flujo, como en los pseudoaneurismas (fig 9). También se determina la naturaleza de los vasos, si son de predominio arterial, venoso o si constituyen *shunts*.

3. Sentido del flujo de la sangre:

Con el modo espectral y color se puede determinar el sentido del flujo en relación a la posición del vaso respecto al transductor.

Siempre los valores positivos en el espectro (que pueden estar arriba o bajo de la línea base ya que se puede cambiar) o el color de la mitad superior de la barra de color (independiente cual sea, también se puede cambiar), indican que el flujo se acerca al transductor, y de acuerdo a su posición respecto al vaso, se determina si es anterógrado o retrógrado respecto al corazón (fig 4 y 6).

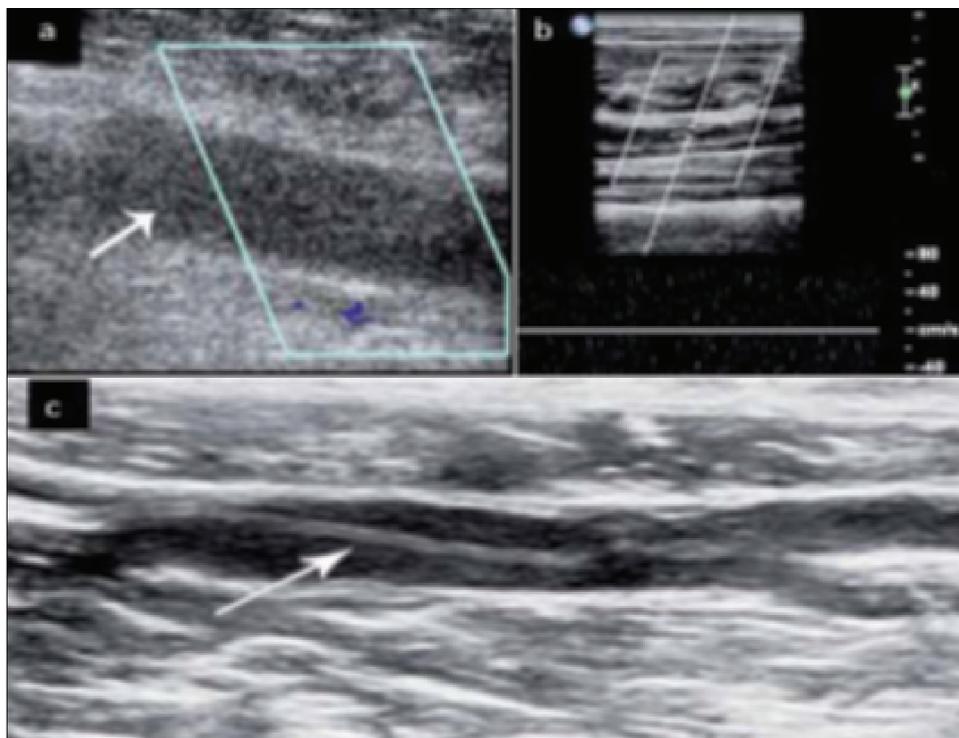


Figura 8. Trombosis Venosa a.- Vaso aumentado de calibre, ocupado por trombo hipocogénico (flecha), no compresible, sin señal color b.- Trombosis, sin señal espectral c.- Trombo antiguo, retraído (flecha).

Al contrario una curva negativa y el color del margen inferior de la barra, indican que el flujo se aleja del transductor.

4. Presencia de estenosis

Las estenosis se manifiestan por:

a. Aumento de velocidad:

El flujo está determinado por la velocidad y el área de sección transversal del vaso, a través de la siguiente fórmula:

$$Q=V \times \text{Área}$$

En una estenosis disminuye el área y por lo tanto, si se mantiene el flujo, la velocidad aumenta (Fig 5).

Este principio nos permite determinar la presencia de una estenosis al detectar un aumento de la velocidad, que se puede medir en valores absolutos, o más recomendable, comparándola con la velocidad proximal en el mismo vaso o en el vaso de origen. Se han descrito tablas estadísticas de velocidad versus estenosis (usando como gold estándar la angiografía), para los distintos territorios. Cabe destacar que la velocidad es máxima en el sitio de mayor estenosis.

Hay que tener en cuenta que cuando disminuye el flujo, por ejemplo en una estenosis muy severa, no vamos a tener un aumento de la velocidad en la estenosis, y es ahí donde el Modo Color o Power Doppler nos van a llevar a un diagnóstico acertado delimitando el lumen.

b. Turbulencia y Artefacto perivascul ar (fig 5a)

Cuando los glóbulos rojos pasan por una estenosis, inmediatamente distal a ésta se pierde el flujo laminar, haciéndose turbulento, con diferentes velocidades y sentido del flujo, lo que se manifiesta por un mosaico de color en el doppler color y llene de la ventana sistólica en el doppler espectral.

También se produce una vibración del vaso por la alta velocidad, que se demuestra con artefacto perivascul ar, visualizándose focos de color fuera del vaso.

c. Pulso *Tardus Parvus* Distal

Cuando la estenosis es más severa, mayor de 70%, y tenemos un vaso distensible, la curva hacia distal disminuye su velocidad y pendiente de aceleración, lo que se denomina curva *tardus-parvus* (fig 10b).

5. Información de vasculatura distal

La morfología de la curva en el doppler espectral, refleja la resistencia

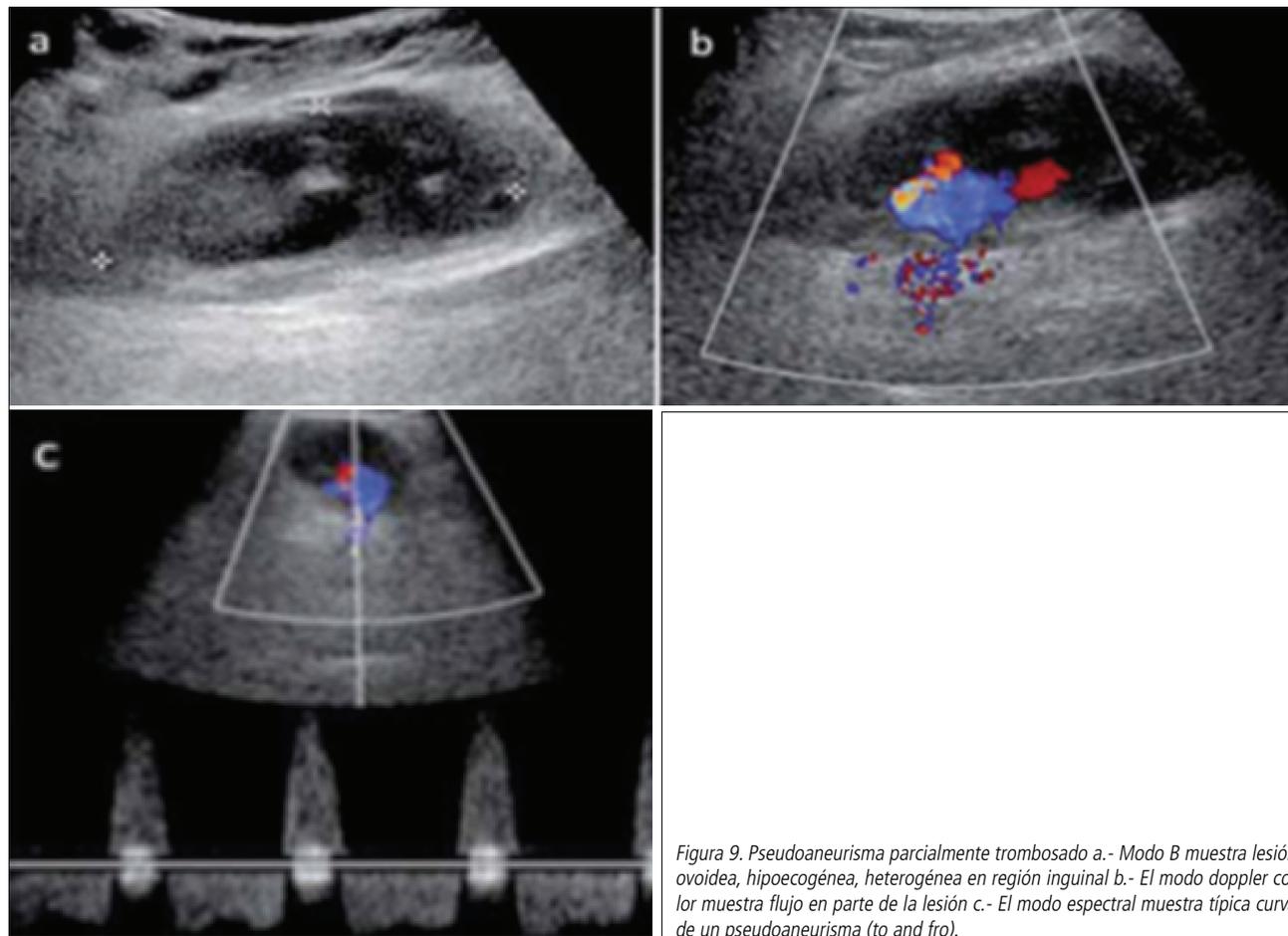


Figura 9. Pseudoaneurisma parcialmente trombosado a.- Modo B muestra lesión ovoidea, hipoecogénea, heterogénea en región inguinal b.- El modo doppler color muestra flujo en parte de la lesión c.- El modo espectral muestra típica curva de un pseudoaneurisma (to and fro).

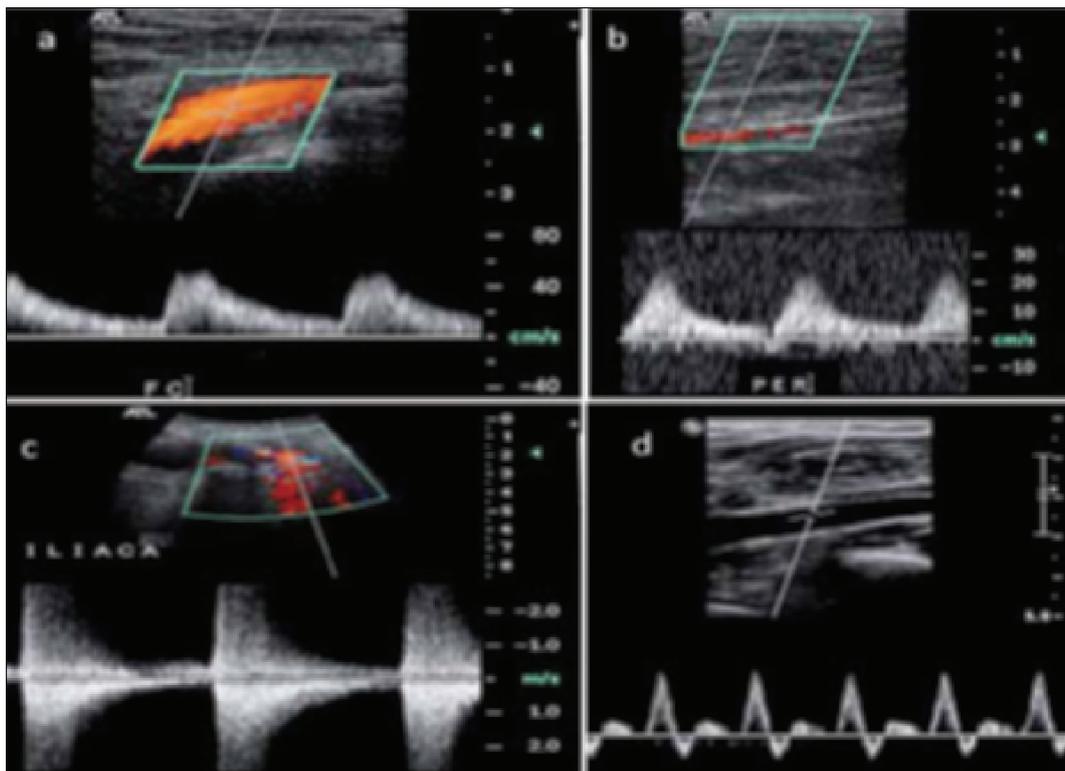


Figura 10. a.- Curva de baja resistencia en Arteria femoral común b.- Curva tardus tardus en peronea del mismo paciente c.- Estos hallazgos nos obligan a buscar una estenosis a nivel proximal, constatándose una estenosis iliaca d.- Curva trifásica, de alta resistencia, normal para AFC y arteria peronea del lado contralateral.

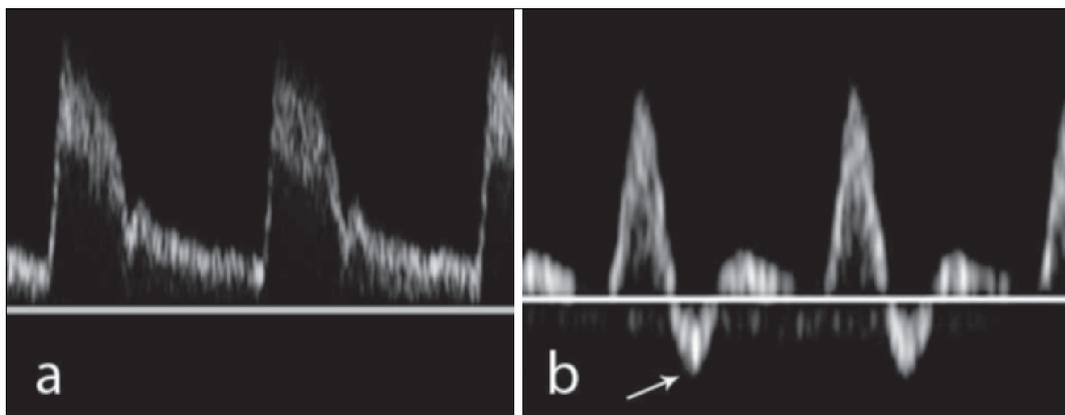


Figura 11. a.- Curva de baja resistencia, con flujo anterógrado en sístole y diástole b.- Flujo de alta resistencia con flujo reverso diastólico precoz (flecha).

vascular distal al lugar del examen. Existe un continuo desde una curva de baja resistencia, en que hay flujo anterógrado en sístole y diástole (fig 11a), hasta la curva de alta resistencia en que disminuye e incluso se invierte el flujo diastólico (Fig 11b).

Normalmente tenemos curvas de alta resistencia en los vasos que irrigan los músculos en reposo, y vasos mesentéricos en ayunas.

Las curvas de baja resistencia se encuentran en los vasos que irrigan los órganos nobles, como cerebro, hígado, riñones, etc.

Para determinar la resistencia distal en estos órganos nobles, como cualitativamente las curvas son muy similares, se usan parámetros cuantitativos, como el índice de pulsabilidad ($IP=(PS-DF)/VM$) o el más usado, el índice de resistencia ($IR=(PS-DF)/PS$), donde PS es el peak sistólico y

DF es la velocidad diastólica final (Fig 12).

A través de los cambios en las curvas normales, podemos detectar la alteración de la vasculatura distal.

Ejemplo: si encontramos una curva de baja resistencia en la arteria femoral, deducimos que hay una disminución inusual de la resistencia vascular distal, que puede ser secundario a vasodilatación fisiológica (post ejercicio), uso de medicamentos vasodilatadores, presencia de un shunt, proceso inflamatorio o como respuesta compensatoria a una isquemia.

La causa más observada en la práctica de este examen es la vasodilatación compensatoria por una significativa disminución del flujo secundario a una estenosis proximal por lo tanto se hace necesario estudiar los vasos iliacos (fig 10).

Si la resistencia es muy alta, ejemplo en el riñón o vasos que irrigan el encéfalo, se deduce un gran aumento de la resistencia distal que puede estar dado por una vasoconstricción periférica severa, trombosis distal de vasos grandes y /o pequeños o estenosis distal (Fig 13).

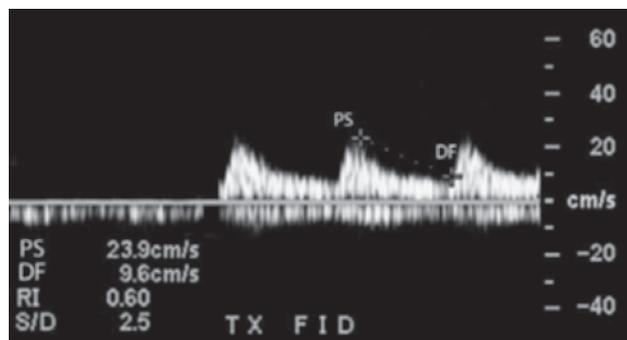


Figura 12. Medición del índice de resistencia (IR), basado en el peak sistólico (PS) y la diastólica final (DF).

FLUJO VENOSO

El flujo venoso normal es afectado por los movimientos cardiacos y los cambios de presión intratorácica por la respiración.

Cuando registramos una curva, ésta debe tener una adecuada variabilidad, lo que traduce permeabilidad del eje venoso desde el sitio del examen hasta el diafragma y corazón (Fig 14 a).

Cuando la curva pierde esta variabilidad y se hace plana, se debe sospechar estenosis u oclusión del eje hacia el corazón (4) (Fig 14 b y c).

EXÁMENES MÁS COMUNES

El ultrasonido doppler tiene grandes ventajas frente a otros métodos porque es dinámico, portable y de menor costo. Las desventajas son que es operador dependiente y hay factores en el paciente que limitan el rendimiento, como la obesidad, el meteorismo intestinal en estudios de abdomen y las calcificaciones vasculares.

Las indicaciones son la patología carótido-vertebral, patología venosa trombótica y por insuficiencia, estenosis de las arterias renales, estudio de la fistula arteriovenosa, control post tratamiento con puentes y stents en arterias de extremidades inferiores y otras, estudio de trasplantes, especialmente renal y hepático, estudio del vasoespasmo en hemorragia subaracnoidea con el doppler transcraneal, estudio de la disfunción eréctil, en el diagnóstico del varicocele y pesquisa de vasculitis (arteritis temporal). También tiene importantes aplicaciones en cardiología, obstetricia y ginecología.

En este artículo se describirán sólo los dos estudios que se realizan con más frecuencia en un servicio de radiología: el doppler carótido-vertebral y el doppler venoso

1. Doppler carótido - vertebral

En la evaluación de la enfermedad carótido-vertebral, el ultrasonido doppler constituye el estudio inicial, debido a que es un procedimiento no invasivo, reproducible, fácilmente realizable y de bajo costo.

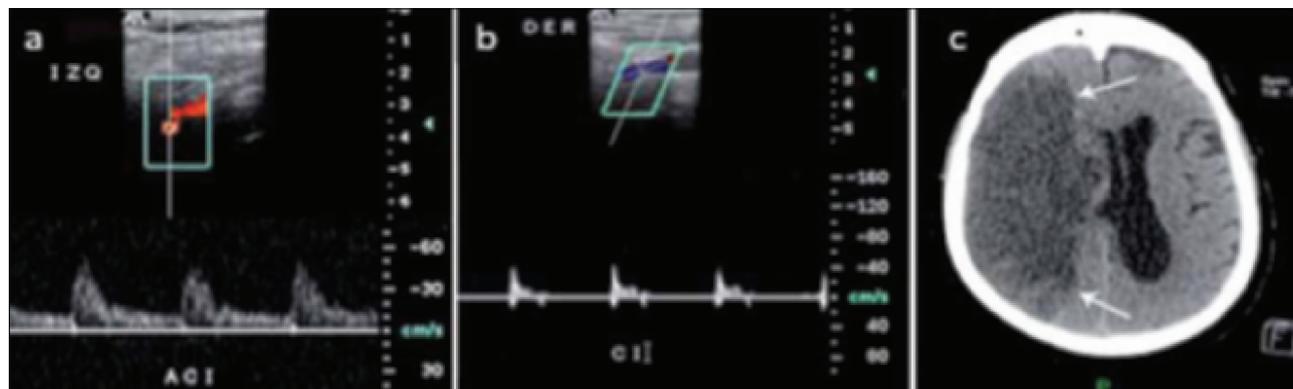


Figura 13. a.- Curva normal de baja resistencia en carótida interna (CI) izquierda b.- Curva de alta resistencia, patológica, en CI derecha c.- TAC muestra extenso infarto hemisférico derecho (flechas) por oclusión de CI distal al sitio del examen ecográfico.

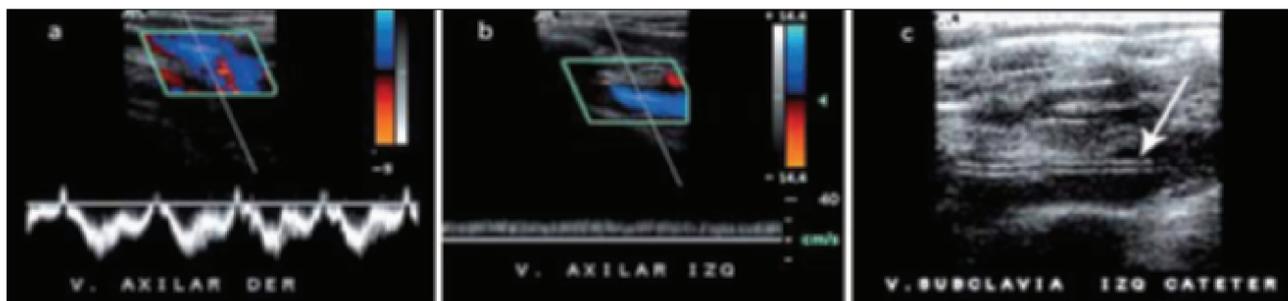


Figura 14. a.- Curva a nivel de vena axilar derecha, con adecuada variabilidad b.- Curva a nivel de vena axilar izquierda, con pérdida de variabilidad lo que nos hace sospechar oclusión proximal c.- Trombosis aguda completa de la vena subclavia, responsable del aplanamiento de la curva axilar. Presencia de catéter endovascular (flecha).

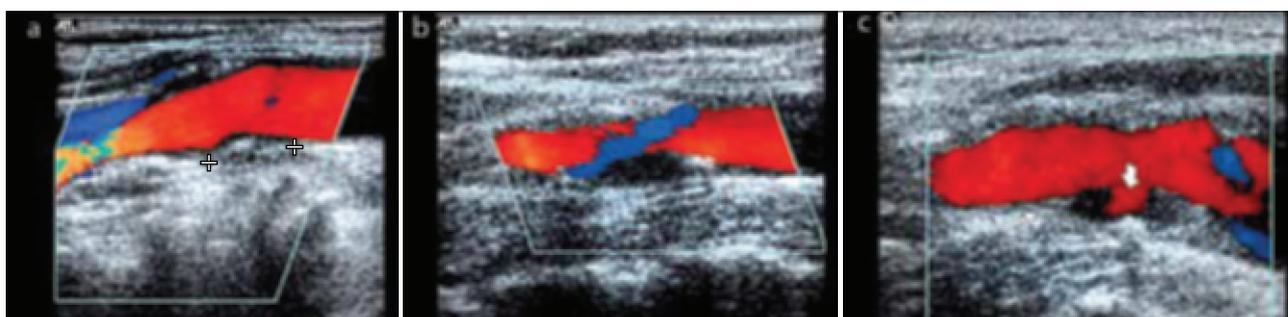


Figura 15. Caracterización de las placas con ultrasonido a.- Placa estable, ecogénica (entre cursosres) b.- Placa vulnerable, muy hipocogénica (entre cursosres) c.- Placa complicada (flechas finas), con úlcera central (flecha gruesa).

Del mismo modo tiene un rol fundamental en el seguimiento de los pacientes sometidos a procedimientos quirúrgicos o terapias endovasculares.

La información que se puede obtener es:

a. Engrosamiento subintimal:

Se lleva a cabo con la medición del grosor entre la íntima y la media, realizada en la pared posterior del tercio medio de la carótida común.

Un aumento del valor normal (entre 0,4 y 1,0 mm), en adultos jóvenes con factores de riesgo bajo y score de calcio nulo, puede detectar enfermedad vascular subclínica (5).

b. Caracterización de las placas de ateroma

El objetivo es diferenciar las placas vulnerables de las estables.

Las placas estables son homogéneas, ecogénicas, de superficie plana, constituidas por tejido conjuntivo fibroso (Fig 15a).

Las vulnerables son aquellas que se pueden complicar con rotura o trombosis (accidente de placa), y ecográficamente se ven heterogéneas, hipocogénicas y de superficie irregular (Fig 15b).

También se pueden ver los accidentes de placa, como las ulceraciones, con bajo rendimiento (6), (Fig 15c), o la trombosis aguda de un vaso. La hemorragia intraplaca (complicación) no se puede diferenciar de una

placa con alto contenido lipídico (placa vulnerable), ya que ambas se ven como focos de baja ecogenicidad.

c. Estenosis:

Cuando las estenosis son mayores de 50% van a producir cambios en el espectro del doppler. Lo primero es la turbulencia, para luego aumentar la velocidad.

En la actualidad usamos como criterios de estenosis la tabla de consenso establecida por el panel de expertos de la Sociedad de Radiólogos en Ultrasonido, en 2003 (7).

Respecto a la patología de la arteria vertebral, con doppler se puede establecer presencia de estenosis, oclusión y la inversión del flujo cuando existe una estenosis significativa en la arteria subclavia proximal al origen de la vertebral (robo subclavio).

2. Doppler venoso de extremidades inferiores

El doppler venoso de extremidades inferiores permite evaluar la trombosis venosa y la insuficiencia, constituyendo estudios diferentes.

a.- Estudio para trombosis venosa:

Antes del desarrollo del ultrasonido, el diagnóstico de trombosis venosa

se realizaba con flebografía, un examen que consiste en inyectar medio de contraste yodado para estudiar la permeabilidad vascular.

Actualmente el US doppler es el método de elección, con excelente rendimiento. El valor predictivo positivo para el eje femoropoplíteo es cercano al 100%, y en el territorio infrapatelar, se reportan sensibilidades entre 88 y 95% (8).

El rendimiento del estudio disminuye cuando el paciente tiene una trombosis crónica, o cuando presenta un gran edema de las extremidades.

El estudio de las extremidades inferiores se realiza con el paciente semisentado en la camilla, y consiste en comprimir las estructuras venosas. Aquellas que no se colapsan completamente, poseen un trombo en su lumen.

También se puede sospechar una trombosis más proximal al detectar anomalía de la curva en el vaso estudiado, con pérdida de la variabilidad normal, lo que traduce estenosis u oclusión proximal (Fig 14).

Mientras más reciente es el trombo se observa más hipoecogénico con el lumen del vaso aumentado. La trombosis antigua se ve como un trombo ecogénico, retraído y con un vaso de menor calibre (fig 8).

El problema se produce en la determinación de la trombosis aguda, en un paciente con trombosis crónica, en que los hallazgos pueden ser menos confiables, por lo que debe correlacionarse con exámenes previos y de laboratorio.

b. Estudio para Insuficiencia Venosa:

Se realiza con el paciente de pie y con maniobras que fuerzan el flujo de sangre hacia distal, para probar la indemnidad valvular.

Se determina la presencia de insuficiencia del sistema profundo y superficial, evaluando el reflujo valvular y los circuitos del reflujo, con los sistemas de escape del flujo desde el sistema profundo al superficial, ya sean cayados (de safena interna o externa) o comunicantes insuficientes, que son los que determinan la dilatación de los vasos superficiales (várices). Se realiza un esquema que muestra en forma gráfica los hallazgos (9).

DISCUSIÓN

El ultrasonido doppler es una herramienta muy importante en el estudio de los pacientes con patología vascular y en aquellas que se manifiestan con alteración en los flujos sanguíneos.

La gran ventaja es su portabilidad, bajo costo y posibilidad de estudios dinámicos. Su desventaja es que es operador dependiente, requiriendo un entrenamiento con una lenta curva de aprendizaje y limitación en algunos pacientes en que las ondas de sonido no pueden alcanzar adecuadamente el vaso a estudiar (obesidad, meteorismo, calcificaciones). A pesar de esto, sigue siendo un examen de primera línea en el estudio de pacientes con patología vascular.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Paolinelli P. Ecografía Doppler: Principios y aplicaciones. Revista Clínica Las Condes. 2004.
2. Chavhan GB, Parra DA, Mann A, Navarro OM. Normal Doppler Spectral Waveforms of Major Pediatric Vessels: Specific Patterns. Radiographics. 2008May1;28(3):691-706.
3. Hamper UM, DeJong MR, Caskey CI, Sheth S. Power Doppler imaging: clinical experience and correlation with color Doppler US and other imaging modalities. Radiographics. 1997Mar.;17(2):499-513.
4. Selis JE, Kadakia S. Venous Doppler Sonography of the Extremities: A Window to Pathology of the Thorax, Abdomen, and Pelvis. American Journal of Roentgenology. 2009Oct.20;193(5):1446-51.
5. Chain S. El espesor íntima-media carotídeo, un marcador de aterosclerosis subclínica y riesgo cardiovascular. Rev. Fed. Arg. Cardiol; 2005 Sep. p. 392-402.
6. Kern R, Szabo K, Hennerici M, Meairs S. Characterization of Carotid Artery Plaques Using Real-time Compound B-mode Ultrasound. Stroke. 2004.
7. Grant EG, Benson CB, Moneta GL, Alexandrov AV, Baker JD, Bluth EI, et al. Carotid Artery Stenosis: Gray-Scale and Doppler US Diagnosis--Society of Radiologists in Ultrasound Consensus Conference. Radiology. 2003Nov.1;229(2):340-6.
8. Cornuz J, Pearson SD, Polak JF. Deep venous thrombosis: complete lower extremity venous US evaluation in patients without known risk factors--outcome study. Radiology. 1999Jun.;211(3):637-41.
9. Paolinelli P. Ultrasonido doppler de extremidades inferiores para el estudio de la insuficiencia venosa. Revista chilena de radiología. Scielo Chile; 2009;15(4):181-9.

La autora declara no tener conflictos de interés, con relación a este artículo.