



**Optimización de la exploración
eco Doppler mediante la
manipulación de los controles del
equipo (knobology); primera
parte**

**Doppler ultrasound exploration
optimization by manipulating the
controls of the equipment:
knobology; part one**

10.20960/angiologia.00426

10/11/2023

Optimización de la exploración eco Doppler mediante la manipulación de los controles del equipo (*knobology*); primera parte

Ana Begoña Arribas Díaz¹, Pilar Vela Orús²

¹Servicio de Angiología, Cirugía Vascul ar y Endovascular. Hospital Universitario Fundación Jiménez Díaz. Madrid. ²Servicio de Angiología, Cirugía Vascul ar y Endovascular. Hospital Universitario de Cruces. Bilbao

Correspondencia: Ana Begoña Arribas Díaz. Servicio de Angiología, Cirugía Vascul ar y Endovascular. Hospital Universitario Fundación Jiménez Díaz. Avda. Reyes Católicos, 1. 2823 Madrid
e-mail: anabegonaarribas@gmail.com

Recibido: 25/04/2022

Aceptado: 25/04/2022

RESUMEN

La ecografía Doppler es una modalidad diagnóstica dependiente de un operador indispensable por disponibilidad, eficacia y costes. Además de conocimientos anatómicos y clínicos, exige un mínimo conocimiento de sus principios físicos y tecnológicos. Conocer, practicar, ajustar las funciones del eco Doppler de forma ordenada y en función del paciente y de la exploración indicada harán que nuestras exploraciones sean más sencillas, rápidas, seguras y precisas. Este artículo de formación intenta repasar y esquematizar cómo ajustar las principales aplicaciones del equipo mediante los botones y controles del dispositivo (*knobology*).

Palabras claves: Ultrasonido Doppler. Configuración de ultrasonido. Optimización de imagen. *Knobology*.

ABSTRACT

Doppler ultrasound is an operator-dependent diagnostic modality, essential due to its availability, efficacy and costs. In addition to anatomical and clinical knowledge, it requires a minimum knowledge of its physical and technological principles. The knowledge, training, and set up the functions of the duplex scan in a properly way depending on the patient and kind of exploration, will make our examinations easier, faster, safer, and more precise. This paper tries to review and outline how to adjust the main applications of the equipment using the buttons and controls of the device (knobology).

Keywords: *Doppler ultrasound. Ultrasound setting. Image optimization. Knobology.*

INTRODUCCIÓN

Los equipos modernos, con sus ajustes predeterminados, optimización automática, etc., requieren unos conocimientos mínimos de los principios físicos y tecnológicos. Sin embargo, ahondar en ellos y entrenarse en cómo y en cuándo realizar los ajustes técnicos mediante los botones y los controles del equipo para obtener la mejor imagen puede ser de gran ayuda en situaciones especiales. Un adecuado manejo de las aplicaciones permite sacar todo el partido a nuestro equipo, guardar las mejores imágenes y evitar errores diagnósticos y terapéuticos (1).

Se conoce como *knobology* (o botonología) la “ciencia” de la manipulación de los botones, controles, teclas, ajustes técnicos, aplicaciones o herramientas del equipo o del dispositivo. Exige un mínimo conocimiento de los principios físicos y un entrenamiento supervisado (2-4).

Tanto la consola como la pantalla tienen una distribución de los datos y de los botones diferente en cada equipo. Incluso pueden cambiar los nombres de las aplicaciones para la misma función. No todos los equipos tienen todas las aplicaciones, aunque comparten las

funciones básicas. Probablemente, si miramos un ecógrafo en uso encontremos algunas teclas más gastadas, identificando así los botones más útiles. Por desgracia, hay muchos botones superútiles apenas desgastados por desconocimiento.

En la pantalla, rodeando el área de imagen o exploración en la que nos centramos para interpretar la exploración, encontramos información muy útil que nos habla del sentido del flujo (código de color o signo de la velocidad en la gráfica), de la profundidad, de la localización del foco, de las escalas de velocidad, de la ganancia, del rango, de la frecuencia, etc. Allí se encuentran los datos técnicos de cómo se ha hecho el estudio y ahí se reflejarán los cambios al realizar ajustes (Fig. 1).

Proponemos el siguiente esquema de exploración y ajustes paso a paso de forma ordenada y sistemática para no olvidar ninguno de ellos (Tabla I).

ON-OFF. ENCIENDE LA MÁQUINA Y REvisa LOS DATOS

Aunque lo diremos de todos los botones, resulta bastante obvio que este es el más importante.

- Al comienzo de cada exploración debemos asegurarnos de que el nombre del paciente coincide con el de la petición. Revisar la historia y los posibles informes previos puede ser útil, aunque nunca puede servir de excusa para una exploración mínima. Antes de comenzar el estudio introduciremos los datos del paciente mediante el teclado. No despreciemos algunas funciones que tienen algunos equipos, como el volcado de datos de la lista de trabajo, ya que facilita esa tarea, lo que evita errores. Podemos obviar este paso en algunos estudios en los que se no precise la grabación de los datos.
- También es el momento de asegurar qué tipo de exploración consta en la petición (en el caso de que no sea un estudio propio) y el motivo. En relación al posible daño o bioefecto de los ultrasonidos, a pesar de su relativa inocuidad, debemos

aplicar el principio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*), especialmente en exploraciones de gestantes o de niños (5,6).

- Optimizar las condiciones de la habitación donde se realiza el examen en cuanto a luz, posición del paciente, explorador y equipo. Aunque la oscuridad completa de un cuarto de exploración de rayos sería lo deseable para evitar la pérdida de contraste que produce la incidencia de la luz, nuestros equipos suelen estar en salas multiusos. Por ello, el brillo de nuestro monitor está regulado de forma diferente a los de radiología. Oscurecer la habitación o entrar en una habitación oscura desde un entorno luminoso tampoco es útil, ya que el ojo humano tarda en adaptarse 20-30 minutos a la oscuridad. La posición del monitor debe ser lo más perpendicular posible al examinador. La posición del paciente debe estar adaptada al tipo de exploración (7,8).

ELIGE LA SONDA O EL TRANSDUCTOR

Una vez todo y todos colocados, nos enfrentamos a la elección más importante (3). En ocasiones el desconocimiento o la prisa pueden empujarnos a usar la sonda ya activa, lo que finalmente nos hará perder más tiempo, cuando no precisión (Fig. 2).

Hay un compromiso entre la frecuencia de la sonda, la profundidad y la resolución axial (9-12) o capacidad de distinguir dos objetos situados a lo largo del haz de ultrasonidos (Fig. 3), de forma que, a mayor frecuencia, mayor resolución axial, pero también mayor atenuación, lo que impide hacer estudios profundos. La atenuación es la pérdida de energía de los ultrasonidos a medida que atraviesan las estructuras del cuerpo humano (1,9,10,11,13) (Fig. 4).

A continuación, la primera razón para elegir una sonda u otra es la profundidad requerida para el estudio, de forma que, para un estudio superficial, seleccionaremos una sonda lineal de alta frecuencia, y para estudios más profundos usaremos una sonda curvilínea de baja

frecuencia. Podríamos hacer todos los estudios con la sonda convex para no tener que cambiar, pero perderíamos resolución axial. La regla para una mejor resolución axial sería trabajar con la frecuencia más alta que permita la profundidad de campo que debemos explorar. Otra razón al elegir la sonda es la amplitud o anchura de campo (3), mayor en la sonda convex que en las lineales. Algunas sondas lineales pueden ampliar el campo con una disposición trapezoide, pero perdiendo resolución lateral (Fig. 2).

ELIGE EL *PRESET* (O PRECONFIGURACION)

Los *preset* son ajustes preseleccionados por el fabricante para un tipo específico de examen. Cada uno de ellos configura condiciones para cada examen en cuanto a energía, frecuencia, ganancia, rango dinámico, etc. También prepara un paquete de medidas, de cálculos y de etiquetas útiles para ese estudio. Por lo tanto, este *software* automatiza el comienzo de nuestra exploración adaptada a ella de forma fácil, segura y con un ahorro de tiempo notable. Cada transductor tiene un listado de preconfiguraciones.

Elegir un buen *preset* es importante. No hace falta más que empezar un estudio venoso con el *preset* de carótida para darnos cuenta de nuestro error. Realizar un estudio obstétrico con *preset* abdominal puede no respetar la potencia máxima permitida para estudios fetales. Hacer ajustes una vez iniciado un estudio con un *preset* erróneo nos hace perder tiempo y claramente afecta al principio ALARA.

Si la preconfiguración de fábrica no termina de acomodarse a nuestros gustos o necesidades, podemos crear nuestro propio *preset*. Por ejemplo, dejar señalado un tiempo de grabación más largo en exploraciones que queramos guardar o publicar, diferenciar estudio venoso profundo o superficial en cuanto a profundidad y foco al comienzo de exploración, etc.

Debemos considerar el *preset* como un excelente punto de partida para después ajustar aún más el resultado con los botones y adaptarlo a nuestro paciente concreto.

Ponemos gel (el aire es el enemigo de la exploración con ultrasonidos) (3), colocamos la sonda correlacionando el marcador de la sonda y el marcador de la imagen ajustado a convenio (2) (Fig. 1) y...

EMPEZAMOS CON EL MODO B

El equipo se inicia siempre en modo b o en modo 2D, con una imagen bidimensional en escala de grises en tiempo real en la pantalla. Cuando vamos “tocando” los distintos botones vemos que hay valores que van cambiando en el monitor. Pueden hacerlo de forma directa, como cuando se sube la ganancia, o de forma indirecta, ya que hay valores relacionados entre sí y que se modifican al cambiar otro; por ejemplo, al subir la profundidad baja la frecuencia de exploración.

Para mejorar nuestra exploración en modo b, debemos manejar los siguientes parámetros (2-4,14,15) (Fig. 5).

Profundidad

Con el *preset* óptimo seleccionado, puede que este sea el ajuste fino más importante que debemos hacer. En la pantalla, a un lado de la imagen en blanco y negro, vemos una línea de puntos o rayas que se relacionan con la profundidad en cm (Fig. 1). Ajustaremos la profundidad para ver la estructura en estudio sin recortar, evitando zonas más profundas que carezcan de interés (cuanto más tejidos y más variados, más ecos de retorno, que deterioran la resolución, y mayor tiempo de trabajo, que disminuye la resolución temporal) (2,14) (Fig. 5).

Zoom o magnificación de la imagen

Puede ser útil para medir estructuras de pequeño tamaño. Debemos diferenciar entre el *zoom* sobre una imagen congelada (o *read zoom*) o el *zoom* que se aplica a un estudio en vivo (o *write zoom*). En el primer caso,

magnificamos la imagen sin mejorarla. El segundo intenta mantener la densidad de pixelado (aumenta la densidad de línea) y mejora la resolución temporal, ya que no se evalúan los ecos fuera de la zona del examen. El *zoom* no afecta a la profundidad, que sigue dependiendo de la frecuencia de exploración (3).

Ganancia general o ganancia de grises

Amplificador de señal, similar al volumen de un altavoz, que ajusta cómo de oscura o de clara es la imagen que aparece en la pantalla, aumentando o disminuyendo la fuerza de los ecos de retorno. Aparece en pantalla como G (*Gain*): G 2D (2,14,15) (Fig. 4).

Su manejo puede mejorar la resolución de contraste o la habilidad de distinguir estructuras adyacentes de pequeño tamaño y características tisulares similares. El equipo puede hacerlo de forma automática seleccionando autoajuste (o *autogain*), lo que evita movimientos de sonda o del paciente.

Output power, potencia, salida

Describe la energía por unidad de tiempo. Guarda relación con la calidad de la imagen, ya que al aumentar la potencia aumenta la amplitud de los ecos reflejados. Los ultrasonidos pueden producir cavitación por efecto mecánico (MI: índice mecánico) y también subir la temperatura de las estructuras que atraviesan por efecto térmico (TI: índice térmico; TI_t: en tejidos; TI_b: en huesos; TI_c: en cráneo) (Fig. 1), por lo que debemos limitar los estudios de alta energía (mayor en Doppler que en modo B) y el tiempo de exploración, especialmente en estudios fetales y oftalmológicos (5,6). Reducir la energía a la mitad puede compensarse aumentando la ganancia (14).

El botón de ganancia puede estar compartido para todos los modos (modo B, Doppler color, Doppler pulsado, etc.) y su manejo afecta solo al modo activo.

TGC o DGC (*Time or Depth Gain Compensation*): ganancia en profundidad

Es la ganancia, o volumen de brillo amplificado, ajustada a la profundidad. Todos los equipos compensan la pérdida de señal debida a la atenuación, pero en algunos casos debemos hacer un ajuste suplementario, sobre todo en campos profundos (15).

Identificamos unos deslizadores en la consola (Fig. 1) que corresponden a las distintas profundidades o botones de ajuste de ganancia por campos superficial, medio y profundo.

Tanto la ganancia como el TGC pueden aumentar el ruido y los artefactos al amplificar la señal eléctrica de los ecos de retorno. Debemos configurar la señal de forma que las estructuras líquidas se muestren en negro, y las altamente ecogénicas, como los huesos, se muestren en blanco. Si no fuera así, se perderá el detalle debido a las escalas de grises no utilizadas.

Foco

Los ultrasonidos recorren una distancia desde la superficie de la sonda atravesando las estructuras en un haz que va estrechándose (zona de Fresnel) hasta un punto de anchura mínima a partir del cual comienza a ensancharse (zona de Fraunhofer). Con el foco ajustamos en el punto de interés esa zona reducida del haz, con lo que así mejora la resolución lateral o la capacidad de distinguir entre dos puntos situados en plano perpendicular al axial (14,15) (Fig. 6).

Aparece en la pantalla como un punto, un triángulo o un reloj de arena en la zona de marcadores de profundidad. Debemos colocarlo un poco por debajo de la zona de interés (Fig. 5). Ajustaremos varios focos o un foco continuo para una zona amplia, pero disminuyendo la resolución temporal, ya que precisa que se emitan distintas "ráfagas" de ultrasonidos para cada punto focal en cada imagen.

Aunque se represente una imagen en dos dimensiones (2D), en realidad es la proyección de tres dimensiones al incluir la anchura del transductor o grosor o espesor de capa (3), lo que puede sumar

artefactos. Es mayor cuando exploramos con baja frecuencia o con modo Doppler. Depende del foco (Fig. 2).

La sonda emite ultrasonidos a lo largo de la superficie con un determinado número de líneas de trabajo o densidad de líneas. Este valor puede ajustarse. El valor máximo está limitado por el equipo. Bajar la densidad disminuye la resolución lateral, genera una imagen suave y delinea mejor las estructuras irregulares o curvas. Aumentar la densidad de líneas mejora la resolución lateral, pero, al aumentar las tareas, disminuye la resolución temporal (Fig. 2).

La resolución temporal está relacionada con la cadencia de imagen, *frame rate* (FR): el número de imágenes por segundo o la velocidad con la que se actualizan las imágenes en la pantalla (14). Está limitada por la frecuencia y la profundidad del campo explorado (en campos profundos hay un retraso en la recogida de datos) y por la cantidad de información que manejemos a la vez. Para un estudio 2D no móvil (estudio abdominal) necesitamos FR de 15, pero en estudios de estructuras móviles (cardiológico o vascular) o niños necesitamos FR de 40. El ojo humano no detecta FR por encima de 40. En estudios complejos deberemos sacrificar alguna función (peor calidad de imagen, congelar imagen y color y actualizar alternativamente el Doppler pulsado y la imagen, disminuir el cajetín de color, trabajar con PRF bajos, etc.). En resumen, disminuir el “trabajo multitarea” (Tabla II).

La persistencia o superposición de imágenes, o *frame average*, es un allanado temporal (14) que disminuye las variaciones entre las sucesivas imágenes, promediando los fotogramas del modo B y Doppler color a medida que se muestran y ofreciendo una imagen más suave y con mejor definición del contorno. Mejora la resolución espacial (suprime el ruido, el moteado y los artefactos que pueden ser útiles en un diagnóstico), pero puede disminuir la resolución temporal. Si es necesario que un ecógrafo detecte un movimiento rápido (por ejemplo, el corazón o una aguja), es preciso disminuir la persistencia, aunque tengamos imágenes más moteadas.

Otros

- *Ángulo de exploración, inclinación o steer (reflexión ortogonal).*
El principio básico de las técnicas ecográficas es: “Un transductor emite unos breves impulsos de ultrasonidos que se propagan por el cuerpo humano, lo que produce ecos que se reflejan hacia el transductor y se convierten en señal eléctrica y posteriormente en imagen, que aparece en un monitor”. Con el *steer* del modo B buscamos orientar el haz de ultrasonidos para que la estructura a estudio provoque una reflexión perpendicular y así genere una mejor imagen (8) (Fig. 4).
- *Rango dinámico.* A cada eco recibido se le asigna un valor de grises, que se muestra en el monitor con 256 gradaciones. Técnicamente podrían usarse valores mayores, pero el ojo humano solo distingue 50-60 gradaciones. El rango dinámico del modo B es el grado de compresión de la escala de grises o el número de tonos entre los valores máximos y mínimos. Si optamos por rangos altos tendremos más valores entre el negro y el blanco, lo que da lugar a una imagen suave. Si disminuimos el rango dinámico tendremos una imagen dura y muy contrastada, con mayor resolución de contraste. Por lo general se usan RD amplios en abdomen para estudios de partes blandas, medios en estructuras vasculares y bajos en cardíacos. Puede manejarse en vivo o en imagen congelada (14) (Fig. 5).
- *Escala o mapa de grises.* Similar pero no igual al rango dinámico. Mientras el rango dinámico define el número total de grises, el mapa de grises determina la intensidad o cómo de oscuro o claro es cada uno. Aumenta el contraste de las imágenes. Pueden ajustarse en vivo o con imagen congelada (15,16).
- *Escala cromática.* El ojo humano tiene mayor resolución con una visión en colores que en escala de grises, por eso podemos representar las imágenes en color según una escala

policromática o monocromática. Esta función es altamente dependiente del explorador (15,16).

- *Imagen panorámica*. Para representar estructuras que superan la amplitud del campo, se fusionan imágenes que se obtienen moviendo la sonda a lo largo de la estructura (3).

No todos los ecos de retorno son útiles. Las imágenes se degradan por interferencias y artefactos que dan un aspecto moteado, lo que disminuye la resolución espacial y de contraste. Tres tecnologías han mejorado notablemente la calidad de la imagen de ultrasonidos (2):

1. *Armónicos (THI: Tissue harmonic imaging, DTHI o Differential o inverted Tissue harmonic imaging)* (17-19). Se basa en el fenómeno de la propagación no lineal de los ultrasonidos. Se generan endógenamente ecos de retorno con frecuencias múltiples de la frecuencia fundamental. El equipo elimina la frecuencia fundamental del análisis con distintas técnicas. Frente al ultrasonido convencional que transmite y recibe ultrasonidos con igual ancho de frecuencia, el THI emite una frecuencia y recibe ecos que doblan la frecuencia de transmisión (segundo armónico), pero con menor intensidad. De esta manera identifica la señal de los tejidos y elimina artefactos, ecos débiles, etc., mejorando la resolución de contraste. Mejora la resolución lateral (al estrechar el haz y el grosor) y la penetrancia, lo que es especialmente útil en pacientes obesos, en quistes, estructuras hiperecoicas (calcio), con aire o con grasa. No ayuda en estudios muy superficiales. Puede disminuir la resolución axial, como la visualización de punta de aguja o calcificaciones, para lo que podemos volver al modo convencional.
2. *Algoritmos, filtros y parámetros de suavizado, que en cada equipo se denominan de una manera: SRI (Speckle Reduction Imaging), uScan, XRES, etc.* (2,20). Usan distintos filtros de

manejo de la imagen para reducir el moteado o “grano” de la imagen. Identifican la señal fuerte y débil de cada pixel, separando la señal del tejido del ruido. Cualquier eco que parece erróneo se elimina a la vez que aumenta el brillo de la señal fuerte y se muestra una imagen más suave, limpia y real, pero perdiendo detalles de 1-2 mm y nitidez en los bordes. Es un posproceso que podemos ajustar en distintos niveles para mejorar la resolución de contraste. Disminuye la resolución temporal.

3. *Imagen compuesta* (2,21-23). Herramienta que combina el resultado de emitir haces de ultrasonidos, bien con distinta frecuencia (21) o con distintos ángulos de incidencia (entre $\pm 20^\circ$ del perpendicular) (23), de forma simultánea. Las distintas imágenes o proyecciones (3-9) capturadas del mismo campo se combinan electrónicamente, dando una sola. En la segunda modalidad, o imagen compuesta espacial, solo se suman las regiones centrales, sobre todo en planos profundos.

Mejora la resolución de contraste (al ver el mismo tejido desde distintos “ángulos” eliminamos artefactos, sombras, etc.), con mejor caracterización de bordes, de estructura interna y microcalcificaciones (placa, úlcera y correlación histológica). Disminuye la sombra acústica y otros artefactos “útiles”, por lo que podemos pasar al modo convencional (24-29). Disminuye la resolución temporal (al aplicar *frame average*) En exploraciones con movimiento podemos elegir menos imágenes compuestas (cambiar de 7 a 3 imágenes) o cambiar a modo convencional. Aumenta la resolución espacial en vasos no perpendiculares (bifurcación carotidea), ya que tiene menor dependencia del ángulo ortogonal. Tiene mejor reproductibilidad.

CONCLUSIONES

Los botones del equipo de ecografía Doppler no dan calambre. Siempre hay un botón del pánico (suele ser el del modo B) para volver

a los ajustes iniciales o la exploración puede reiniciarse si se desconfigura todo.

No desaprovechemos la información que se “oculta” a los lados de la pantalla. El código de color, las escalas, la ganancia, el rango, la frecuencia, etc.; todo está allí esperando nuestra interpretación.

Hay que recordar la importancia de la lista de verificación (*checklist*), del orden de la exploración y del guardado de los datos.

Debemos aplicar el principio ALARA valorando el riesgo-beneficio en todas las exploraciones. El uso prudente y justificado de cada exploración, el correcto entrenamiento técnico, etc., contribuyen a ahorrar tiempo de exploración y, por tanto, a disminuir los posibles efectos adversos.

Tras encender el equipo y añadir, si fuera preciso, los datos del paciente, empezaremos seleccionando la sonda y el *preset* en función del tipo de patología, del motivo del estudio y de las características del paciente. De forma automática, todos los equipos comienzan con el modo B o 2D. Los ajustes predeterminados y la preconfiguración (o *preset*) son un adecuado punto de partida, pero podemos mejorar la imagen afinando la profundidad, la ganancia general, la ganancia ajustada a la profundidad (TGC) y el foco. Para ajustes avanzados, se modificará el ángulo del modo B, el rango dinámico y los armónicos.

Aunque los equipos actuales son muy completos y potentes, la propia tecnología y el inmenso caudal de datos hacen que los recursos sean limitados. Por lo general, el principal pagador del uso abusivo de recursos es la resolución temporal, que se manifiesta en una imagen ralentizada o a saltos. Por ello debemos aplicar sistemas o trucos de ahorro.

Por último, no debemos olvidar que el fin último de la exploración es su utilidad en diagnóstico. Con las funciones del equipo haremos mediciones y cálculos, que archivaremos junto con las imágenes del estudio. Todo debe quedar reflejado en un correcto informe.

Entender la influencia de los ajustes del equipo para obtener una mejor exploración, conocer los fundamentos físicos de la técnica que

evite errores y explique artefactos supone hacer un mejor diagnóstico y un mejor tratamiento con la ecografía Doppler.

BIBLIOGRAFÍA

1. Sites BD, Brull R, Chan VW, Spence BC, Gallagher J, Beach ML, et al. Artifacts and pitfall errors associated with ultrasound-guided regional anesthesia. Part I: understanding the basic principles of ultrasound physics and machine operations. *Reg Anesth Pain Med* 2007;32:412-8. DOI: 10.1016/j.rapm.2007.05.005
2. Brull R, Macfarlane A JR, Tse C. Practical Knobology for Ultrasound-Guided Regional Anesthesia. *Reg Anesth Pain Med* 2010;35:S68-S73. DOI: 10.1097/AAP.0b013e3181d245f9
3. Zander D, Hüske S, Hoffmann B, Cui XW, Dong Y, Lim A, et al. Ultrasound Image Optimization (“Knobology”): B-Mode. *Ultrasound Int Open* 2020;6:E14-E24. DOI: 10.1055/a-1223-1134
4. Löwe A, Jenssen C, Hüske S, Zander D, Ignee A, Lim A, et al. Continuing education “Knobology” in Doppler. *Ultrasound Med Ultrason* 2021;23(4):480-6.
5. Miller DL. Update on safety of diagnostic ultrasonography. *J Clin Ultrasound* 1991;19:531-40. DOI: 10.1002/jcu.1870190903
6. HersHKovitz R, Sheiner E, Mazor M. Ultrasound in obstetrics: A review of safety. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 2002;101:15-8.
7. Lamb TD, Pugh EN Jr. Phototransduction, Dark Adaptation, and Rhodopsin Regeneration The Proctor Lecture. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2006;47:5138-52. DOI: 10.1167/iovs.06-0849
8. Lamb TD, Pugh EN. Dark adaptation and the retinoid cycle of vision. *Progress in Retinal and Eye Research* 2004;23:307-80. DOI: 10.1016/j.preteyeres.2004.03.001
9. Kremkau. Doppler ultrasound. Principles and Instruments. New York: Hardcover; 1995.

10. Hedryck WR, Hykes DL, Starchman DE. Ultrasound Physics and Instrumentation. St. Louis (MO): Mosby Inc.; 1995.
11. Miralles M. Guía de diagnóstico vascular no invasivo. Parte I: Principios básicos e instrumentación. CDVNI: Barcelona; 2002.
12. Juan J. Aspectos de la ultrasonografía aplicados al diagnóstico médico. II Curso de Actualización sobre el estudio ultrasonográfico de la circulación cerebral. Madrid; 1998.
13. Fontcuberta J (editor). Eco-Doppler vascular. 1.ª edición. Madrid: J. Fontcuberta; 2010.
14. Swanevelder J, Ng A. Resolution in ultrasound imaging. Continuing Education in Anaesthesia Critical Care & Pain 2011;11:186-92.
15. Sites BD, Brull R, Chan VW, Spence BC, Gallagher J, Beach ML, et al. Artifacts and pitfall errors associated with ultrasound-guided regional anesthesia. Part II: a pictorial approach to understanding and avoidance. Reg Anesth Pain Med 2007;32:419-33. DOI: 10.1016/j.rapm.2007.08.00
16. Merkel D, Brinkmann E, Kammer JC, Kohler M, Wiens D, Derwahl KM. Comparison between various color spectra and conventional grayscale imaging for detection of parenchymal liver lesions with b-mode sonography. J Ultrasound Med 2015;34:1529-34. DOI: 10.7863/ultra.15.14.08062
17. Desser TS, Jeffrey RB. Tissue harmonic imaging techniques: Physical principles and clinical applications. Seminars in Ultrasound, CT and MRI 2001;22:1-10. DOI: 10.1053/sult.2001.20872
18. Anvari A, Forsberg F, Samir AE. A Primer on the Physical Principles of Tissue Harmonic Imaging. RadioGraphics 2015;35:1955-64.
19. Shapiro RS, Wagreich J, Parsons RB, Stancato-Pasik A, Yeh HC, Lao R. Tissue harmonic imaging sonography: evaluation of image quality compared with conventional sonography. Am J Roentgenol 1998;171:1203-6.

20. Dietrich CF, Mathis G, Blaivas M, Volpicelli G, Seibel A, Wastl D, et al. B-line artefacts and their use. *J Thorac Dis* 2016;8(6):1356-65. DOI: 10.21037/jtd.2016.04.55
21. Chang JH, Kim HH, Lee J, Shung KK. Frequency compounded imaging with a high-frequency dual element transducer. *Ultrasonics* 2010;50:453-7. DOI: 10.1016/j.ultras.2009.10.003
22. Treece GM, Gee AH, Prager RW. Ultrasound compounding with automatic attenuation compensation using paired angle scans. *Ultrasound in Med & Biol* 2007;33:630-42. DOI: 10.1016/j.ultrasmedbio.2006.09.012
23. Entrekin RR, Porter BA, Sillesen HH, Wong AD, Cooperberg PL, Fix CH. Real-time spatial compound imaging: Application to breast, vascular, and musculoskeletal ultrasound. *Seminars in Ultrasound, CT and MRI* 2001;22:50-64. DOI: 10.1053/sult.2001.20869
24. Cave EM, Pugh ND, Wilson RJ, Sissons GRJ, Woodcock JP. Carotid artery duplex scanning: Does plaque echogenicity correlate with patient symptoms? *Eur J Vasc Endovasc Surg* 1995;10:77-81.
25. Iannuzzi A, Wilcosky T, Mercuri M, Rubba P, Bryan F, Bond MG. Ultrasonographic correlates of carotid atherosclerosis in transient ischemic attack and stroke. *Stroke* 1995;26:614-9.
26. Sabetai MM, Tegos TJ, Nicolaidis AN, El-Atrozy TS, Dhanjil S, Griffin M, et al. Hemispheric symptoms and carotid plaque echomorphology. *J Vasc Surg* 2000;31:39-49.
27. Eliasziw M, Streifler JY, Fox AJ, Hachinski VC, Ferguson GG, Barnett HJM. Significance of plaque ulceration in symptomatic patients with high-grade carotid stenosis. *Stroke* 1994;25:304-8.
28. Rothwell PM, Gibson R, Warlow CP. Interrelation between plaque surface morphology and degree of stenosis on carotid angiograms and the risk off ischemic stroke in patients with symptomatic carotid stenosis. *Stroke* 2000;31:615-21.

29. Rothwell PM, Villagra R, Gibson R, RCJM Donders, Wallow CP. Evidence of a chronic systemic cause of instability of atherosclerotic plaques. Lancet 2000;355:19-24.

Tabla I. Exploración y ajustes paso a paso. *Knobology*

1	Datos y condiciones
2	Sonda
3	<i>Preset</i>
4	Modo B (marcador)
	Profundidad
	Ganancia general del modo B
	Ganancia en profundidad TGC
	Foco
5	Color Doppler (código)
	Cajetín de color
	<i>Steer</i>
	Ganancia
	Escala de velocidad
6	Doppler pulsado (gráfica)
	Volumen de muestra
	<i>Steer</i>
	Ganancia
	PRF
	Ángulo Doppler
7	Medidas, cálculos y etiquetas
8	Archivo de datos, de imágenes y de informes