

UNIVERSIDAD DE COSTA RICA

SISTEMA DE ESTUDIOS DE POSGRADO

PROGRAMA DE POSGRADO EN ESPECIALIDADES MÉDICAS

**Revisión de tema: Bases y fundamentos Ultrasonido Doppler Transcraneal
y sus utilidades en Medicina Interna**

Trabajo Final de Graduación sometido a la consideración del comité de la Especialidad en
Medicina Interna para optar por el grado y título de Especialista en Medicina Interna

Marco Antonio Vega Quesada

2021

Agradecimientos

A mi familia, quienes han sido mi apoyo incondicional en esta jornada, pero especialmente a mis padres, Rafael y Yamileth, los cuales siempre han luchado por ofrecernos lo mejor: su amor.

A mis compañeros de residencia y amigos de la vida: Amanda, José Daniel, Josué; sin ustedes este proceso no hubiese sido tan enriquecedor como lo ha sido.

Dedicatoria

A la memoria de Rolando Arguedas Camacho,
En honor a tu afán insaciable de conocer, crear y enseñar.

Hoja de aprobación

Este trabajo final de graduación fue aceptado por la Subcomisión de la Especialidad en Medicina Interna del Programa de Posgrado en Especialidades Médicas de la Universidad de Costa Rica, como requisito parcial para optar al grado y título de Especialista en Medicina Interna

Dra. Lidiana Ávila Benedictis
Especialista en Neumología
Directora de Programa de Posgrado en Especialidades Médicas
Universidad de Costa Rica

Dr. Daniel Murillo
Especialista en Medicina Interna
Coordinador de Posgrado de especialidad en Medicina Interna
Universidad de Costa Rica

Dr. Christian Ramírez Alfaro
Especialista en Terapia Intensiva Neurológica
Especialista en Medicina Crítica y Cuidado Intensivo
Tutor de Investigación

Especialista en Medicina Interna
Lector de Tesis

Dr. Marco Antonio Vega Quesada
Sustentante

Carta de revisión Filológica

Sábado 5 de junio del 2021

A quien interese,

Por este medio, yo, Thomas Bornemisza Gómez, cédula 1-1551-0228, bachiller en Filología Española de la Universidad de Costa Rica, confirmo la revisión del documento y reconozco la calidad del mismo, así como el acatamiento de la tesis a las normas y reglamentos de la lengua española de acuerdo con los manuales de la Real Academia Española.

Informo, además, sobre la realización de modificaciones pertinentes en los distintos niveles textuales, a saber, microestructura, intención comunicativa, coherencia y cohesión, puntuación y ortografía.

A su vez, garantizo y aplaudo la fácil comprensión de lectura por la detallada, concisa y sobria manera de escribir del médico residente en Medicina Interna, Marco Antonio Vega Quesada.

Se despide encarecidamente,

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Thomas Bornemisza Gómez', with a stylized and somewhat cursive script.

Thomas Bornemisza Gómez



Autorización para digitalización y comunicación pública de Trabajos Finales de Graduación del Sistema de Estudios de Posgrado en el Repositorio Institucional de la Universidad de Costa Rica.

Yo, Marco Antonio Vega Quesada, con cédula de identidad 206900036, en mi condición de autor del TFG titulado **Revisión de tema: Bases y fundamentos Ultrasonido Transcraneal y sus utilidades en Medicina Interna.**

Autorizo a la Universidad de Costa Rica para digitalizar y hacer divulgación pública de forma gratuita de dicho TFG a través del Repositorio Institucional u otro medio electrónico, para ser puesto a disposición del público según lo que establezca el Sistema de Estudios de Posgrado. SI NO *

*En caso de la negativa favor indicar el tiempo de restricción: _____ año (s).

Este Trabajo Final de Graduación será publicado en formato PDF, o en el formato que en el momento se establezca, de tal forma que el acceso al mismo sea libre, con el fin de permitir la consulta e impresión, pero no su modificación.

Manifiesto que mi Trabajo Final de Graduación fue debidamente subido al sistema digital Kerwá y su contenido corresponde al documento original que sirvió para la obtención de mi título, y que su información no infringe ni violenta ningún derecho a terceros. El TFG además cuenta con el visto bueno de mi Director (a) de Tesis o Tutor (a) y cumplió con lo establecido en la revisión del Formato por parte del Sistema de Estudios de Posgrado.

INFORMACIÓN DEL ESTUDIANTE:

Nombre Completo: Marco Antonio Vega Quesada
Número de Carné: A96695 Número de cédula: 206900036
Correo Electrónico: marveque@gmail.com
Fecha: 06 de junio del 2021 Número de teléfono: 83702459
Nombre del Director (a) de Tesis o Tutor (a): Christian Ramírez Alfaro

FIRMA ESTUDIANTE

Nota: El presente documento constituye una declaración jurada, cuyos alcances aseguran a la Universidad, que su contenido sea tomado como cierto. Su importancia radica en que permite abreviar procedimientos administrativos, y al mismo tiempo genera una responsabilidad legal para que quien declare contrario a la verdad de lo que manifiesta, puede como consecuencia, enfrentar un proceso penal por delito de perjurio, tipificado en el artículo 318 de nuestro Código Penal. Lo anterior implica que el estudiante se vea forzado a realizar su mayor esfuerzo para que no sólo incluya información veraz en la Licencia de Publicación, sino que también realice diligentemente la gestión de subir el documento correcto en la plataforma digital Kerwá.

Índice General

Portada	I
Agradecimientos	II
Dedicatoria	III
Hoja de aprobación	IV
Carta de revisión Filológica	V
Índice General	VII
Resumen en español	X
Resumen en inglés	XI
Índice de tablas	XII
Índice de ilustraciones	XIII
Abreviaturas	XIV
Introducción, Justificación y Metodología	1
Capítulo 1	4
Anatomía vascular encefálica	4
Circulación anterior	6
Arteria carótida interna	7
Arteria cerebral anterior	8
Arteria cerebral media	9
Arteria comunicante posterior	10
Arteria oftálmica	10
Circulación posterior	10
Arteria vertebral	10
Arteria basilar	11
Arteria cerebral posterior	11
Sistema venoso cerebral	12
Capítulo 2	14
Bases históricas, físicas y conceptos técnicos de la ultrasonografía Doppler transcraneal	14
Principios físicos y aspectos técnicos del Ultrasonido y Ultrasonido Doppler y Dúplex transcraneal	14
Ultrasonido en modo-B	16
Ultrasonido Doppler	16
Doppler pulsado y Doppler transcraneal	18
Imagen de flujo codificado por color	19
Dúplex transcraneal codificado por color	19

Ventajas y limitaciones del DTC	20
Ventanas acústicas de exploración	23
Equipo y sondas	26
Técnica de exploración Doppler y valores normales de la vasculatura	28
Técnica de exploración Doppler transcraneal convencional	28
Técnica de exploración dúplex	30
Medición de la vaina del nervio óptico	31
Compresión carotídea	32
Características e interpretación de señales obtenidas y conceptos fundamentales	34
Representación gráfica del flujo	34
Índices de velocidad	35
Índices de impedancia	35
Variaciones espectrales	36
Aliasing	36
Flujo venoso	36
Capítulo 3	37
<i>Aplicaciones del Doppler transcraneal</i>	37
Estimación de presión endocraneal	37
Ultrasonido oftálmico	38
Estimación de PIC por DTC/DTCC	39
Muerte encefálica	40
Detección de vasoespasmo en HSA	43
Detección de estenosis	45
Estudio del paciente drepanocítico	45
Aplicaciones del DTC en evento cerebrovascular isquémico	46
Monitoreo de trombólisis	47
Detección de émbolos	50
Detección de cortocircuitos de derecha-izquierda	50
Valoración de desplazamiento de línea media	52
Hidrocefalia	53
Hemorragia intraparenquimatosa	54
Capítulo 4	55

<i>Patologías con beneficio del uso de DTC y DTCC en medicina interna</i>	55
Enfermedad cerebrovascular	55
Falla hepática aguda	57
Sepsis	57
Vasculitis	58
Meningitis tuberculosa	58
Meningitis bacterianas	58
Endocarditis infecciosa	58
Lupus eritematoso sistémico – Síndrome antifosfolipido	59
Muerte encefálica	60
<i>Conclusiones</i>	61
<i>Recomendaciones</i>	62
<i>Bibliografía</i>	63

Resumen en español

La ultrasonografía transcraneal, al igual que la aproximación cardiaca, pulmonar y abdominal al pie de la cama del paciente, puede brindar información relevante que guíe del tratamiento en conjunto con la evolución clínica en ciertas patologías. Básicamente, existen dos modalidades de ultrasonología a nivel encefálica: ultrasonido Doppler transcraneal convencional y el Dúplex transcraneal codificado por color. Ambas técnicas proveen información valiosa sobre la hemodinámica de los vasos sanguíneos de la base del cerebro. La valoración sonográfica encefálica en el ámbito de medicina interna podría tener una utilidad clínica relevante como hospitalistas y en el manejo de pacientes de alta complejidad similar al demostrado neurología, emergencias y unidades de cuidado intensivo general.

Para el adecuado uso e interpretación de las señales y datos obtenidos por ultrasonido es necesario conocer la anatomía de la irrigación cerebral, proveniente de las arterias carótidas internas y vertebrales. La evaluación del flujo sanguíneo encefálica se realiza a nivel de la base del cráneo, donde se encuentra el polígono de Willis. Esta estructura está formada por las arterias bilaterales: arteria carótida interna, arteria cerebral media (ACM), arteria cerebral anterior (ACA), arteria comunicante posterior (ACoP), arterias cerebrales posteriores y, también, la arteria comunicante anterior (ACoA) y la arteria basilar (AB), como sus límites anterior y posterior respectivamente.

Los parámetros de flujo sanguíneo a nivel de estos vasos se obtienen utilizando las ventanas clásicas de exploración (transtemporal, suboccipital, transorbitaria y submandibular). Los valores de velocidad sistólica pico (VSP), velocidad media de flujo (VMF), velocidad al final de la diástole (Vd) son obtenidos gracias al análisis de la onda espectral doppler. Con estos datos es posible estimar la presión de perfusión cerebral (PPC), la presión intracraneal (PIC), además, de detección y monitoreo de estenosis o vasoespasmos, como también sus múltiples aplicaciones en evento cerebrovascular (monitoreo de trombólisis, desplazamiento de línea media, hidrocefalia); sin dejar de lado su papel como prueba auxiliar en el diagnóstico de muerte encefálica.

El fin de esta revisión es analizar la técnica de uso de ultrasonido transcraneal y las aplicaciones de mayor relevancia en el ámbito de medicina interna, los cuales podrían trasladarse con muchas de las aplicaciones en las unidades de cuidado intensivo general. Se destaca que esta herramienta no sustituye las técnicas diagnósticas de imagen y clínicas; pero funciona como una herramienta que brinda información fidedigna, confiable y fácil de obtener al pie de la cama del paciente, lo cual estrecharía la brecha entre la exploración física y estudios de mayor complejidad y costo, que guían el manejo en ciertos casos.

Resumen en inglés

Brain ultrasound as well as the cardiac, pulmonary and abdominal ultrasound approaches at the point of care of the patient can provide relevant information that helps guide treatment in certain pathologies. There are basically 2 types of brain ultrasound: conventional Transcranial Doppler (DTC) and B-mode transcranial colour-coded duplex (DTCC). Both techniques provide valuable information about the hemodynamics of the blood vessels of the brain. The DTC/DTCC evaluation could have a relevant clinical use on internal medicine mainly as hospitalists physicians on the treatment of highly complex patients in many clinical scenarios as well as those applications in neurology, emergency department and general intensive care units.

For the proper use and interpretation of the signals obtained by transcranial doppler ultrasound, it is mandatory to know the anatomy of the cerebral irrigation. The cerebral blood supply is delivered by branches of the internal carotid arteries and vertebral arteries. DTC/DTCC evaluates the blood flow running through the arteries of the circle of Willis. This structure is formed by anterior communicating artery (ACoA) and basilar artery (AB); that represents the anterior and posterior limits respectively, and the bilateral arteries: internal carotid, middle cerebral artery (MCA), anterior cerebral artery (ACA), posterior communicating artery (ACoP) and posterior cerebral arteries. Blood flow through the vertebral arteries is also recorded.

Blood flow parameters of these vessels are obtained using the classical acoustic windows (transtemporal, suboccipital, transorbital and submandibular). These parameters are peak systolic velocity (VSP), mean flow velocity (MVF), velocity at the end of diastole (Vd). With these data, it is possible to estimate cerebral perfusion pressure (CPP), intracranial pressure (ICP), as well as detection and monitoring of stenosis or vasospasm, and its multiple applications in cerebrovascular events (monitoring of thrombolysis, midline displacement, hydrocephalus); not forgetting its role as an auxiliary test in the diagnosis of brain death.

The purpose of this review is to analyze the technique of transcranial ultrasound exploration and the most relevant applications in the field of internal medicine. It is to notice that this tool does not replace imaging and clinical gold standard diagnostic techniques; but represents a tool that provides reliable, and bedside information of the patient, narrowing the gap between physical examination and more complex and expensive studies, guiding management in certain cases.

Índice de tablas

Tabla 1. Resumen de características hemodinámicas de vasculatura cerebral. Modificado de (24).....	33
Tabla 2. Criterios de vasoespasmo por DTC.....	45
Tabla 3. Clasificación de TIBI. Modificado de (1)	49

Índice de ilustraciones

Figura 1. Arco aórtico y sus ramas en su variante anatómica mas frecuente	5
Figura 2. Polígono de Willis	6
Figura 3. Arterias carótidas y relaciones anatómicas	7
Figura 4. Segmentos de Arteria carótida interna intracraneal y principales ramas. Modificado de (18)	8
Figura 5. Visión de angiotomografía de la ACA y ACoA. Tomado de (17)	9
Figura 6. Segmentos de arteria vertebral de V1-V3. V4 no se muestra trayecto intradural. Modificado de (18)	11
Figura 7. Arterias de la circulación posterior. Modificado de (18)	12
Figura 8. Ángulo de insonación del vaso interrogado	18
Figura 9. Imagen de Ultrasonido Dúplex en ACA	20
Figura 10. Ventanas acústicas para exploración ultrasonografía transcraneal	22
Figura 11. Ventanas acústicas de exploración transcraneal. A) transtemporal, B) transorbitaria, C) suboccipital y D) submandibular.	23
Figura 12. Ventana transtemporal esquematización de visualización de estructuras.	24
Figura 13. Ventana frontal.	26
Figura 14. Se ejemplifica en esta imagen un equipo de ecografía Doppler transcraneal a ciegas, en la figura B) se muestra un casco de monitoreo continuo y también la pantalla de visualización de datos obtenidos	27
Figura 15. Representación espectral de vasos intracraneales	30
Figura 16. Visión anatómica de dúplex mesencéfalo (A), tercer ventrículo (B) y Doppler codificado por color de polígono de Willis (C)	31
Figura 17. Medición de nervio óptico y representación de vaina con LCR (líquido cefalorraquídeo)	32
Figura 18. Representación gráfica espectral Doppler de ondas de flujo sanguíneo transcraneal y relación con ciclo cardiaco	35
Figura 19. Patrones de espectro doppler en Arresto de circulación cerebral. A) Flujo normal, B) Disminucion de velocidades con una mayor disminución del flujo diastólico, C) Flujo reberverante, D) Solo picos sistólicos. Modificado de (52)	42
Figura 20. Espectro Doppler con señal de un émbolo. Tomado y modificado de (66)	50

Abreviaturas

ACA:	Arteria cerebral anterior
ACC:	Arteria carótida común
ACE:	Arteria carótida externa
ACI:	Arteria carótida interna
ACM:	Arteria cerebral media
ACoA:	Arteria comunicante anterior
ACoP:	Arteria comunicante posterior
ACP:	Arteria cerebral posterior
ACS:	Arteria cerebelosa superior
AHA:	<i>American Heart Association</i>
AICA:	Arteria cerebelosa anterioinferior
AOF:	Arteria oftálmica
ASA:	<i>American Stroke Association</i>
AV:	Arterias vertebrales
Cm/s:	Centímetros por segundo
CO ₂ :	Dióxido de carbono
dB:	Decibel
DTC:	Doppler transcraneal
ECOTE:	Ecocardiograma transesofágico
ECV:	Evento cerebrovascular
EI:	Endocarditis infecciosa
HSA:	Hemorragia subaracnoidea
HSA:	Hemorragia subaracnoidea
IL:	Índice de Lindergaard
IP:	Índice de pulsatilidad
LCR:	Líquido cefalorraquídeo
LES:	Lupus eritematoso sistémico
M1:	Primera porción Arteria cerebral media/horizontal
M2:	Segunda porción Arteria cerebral media/insular
M3:	Tercera porción Arteria cerebral media/opercular

M4: Cuarta porción Arteria cerebral media/Cortical
PAM: Presión arterial media
PIC: Presión Intracraneal
PICA: Arteria cerebelosa poseroinferior
POCUS: Ultrasonografía al pie de la cama del paciente
PPC: Presión de perfusión cerebral
rtPA: Alteplasa
SAF: Síndrome Antifosfolípido
TAC: Tomografía axial computarizada
TB: Tuberculosis
TIBI: Clasificación de flujo trombolisis en isquemia cerebral (del inglés, Thrombolysis in brain ischemia)
TICA: Bifurcación de la arteria carótida interna (del inglés, terminal internal carotid artery)
US: Ultrasonido
V1: Primera porción de arteria vertebral
V2: Segunda porción de arteria vertebral/transversa/foraminal
V3: Tercera porción de arteria vertebral/horizontal/atlantoaxial
V4: Cuarta porción de arteria vertebral/intradural/intracraneal
Vd: Velocidad al final de la diástole
VMF: Velocidad media de flujo
VSP: Velocidad sistólica pico
W: Watts

Introducción, Justificación y Metodología

La implementación del ultrasonido (US) en el ejercicio de la medicina es una práctica cada vez más frecuente y universalizada. Inclusive, con la creciente evidencia sobre su utilidad en distintos escenarios clínicos, es considerada como una herramienta de extensión de la exploración física. Por tanto, es imprescindible para la formación del médico internista saber manejar e interpretar la ultrasonografía al pie de la cama del paciente (POCUS), y que aproveche la información que se puede obtener de su uso.

El creciente uso de la examinación ultrasonográfica se debe a distintos factores, como: la gran cantidad de información, tanto anatómica como funcional, que se puede obtener con este método no invasivo; la facilidad de realizarlo sin necesidad de trasladar al paciente; y, la rapidez, reproducibilidad y confiabilidad de los datos. Tales características la convierten en una herramienta muy completa y práctica que permite tomar la mejor decisión terapéutica individualizada. Incluso, en presencia de un explorador con la preparación y experiencia adecuada, y dependiendo del sitio anatómico de estudio, el POCUS no es inferior a otros estudios de mayor complejidad y costo (1–3).

Las ventajas que confiere el ultrasonido han favorecido el desarrollo de protocolos de ecocardiografía, sonografía pulmonar, abdominal y de accesos vasculares; que han tomado gran importancia en especialidades como medicina interna, medicina crítica y medicina de emergencias, el cual facilita el acto médico. Sin embargo, su uso a nivel del encéfalo no es francamente popular en el contexto de la medicina interna en Costa Rica. Existe menor difusión de sus diversas aplicaciones, por lo que es menos frecuente su empleo. A pesar de esto, su aplicación en este sitio anatómico puede aportar información valiosa en distintas patologías que cambien el manejo a seguir.

Una de las modalidades ultrasonográficas que permite obtener datos de la hemodinámica en el sistema nervioso central es la ultrasonografía Doppler. El efecto Doppler fue descrito por el físico-matemático Christian Doppler, que explica el cambio de color de las galaxias en movimiento. Este fenómeno permite apreciar la dirección y velocidad de un objeto en movimiento que produce sonido, según los cambios en la frecuencia (4). En 1956, el físico Shigeo Satomura, en conjunto con dos cardiólogos, logró incorporar una herramienta de medición de partículas móviles en el cuerpo humano al utilizar ondas de ultrasonido. Esto le permitió obtener información sobre la estructura y función cardíaca, y posteriormente fue aplicado a nivel de los vasos sanguíneos oculares y de extremidades (5). Más de dos décadas después, en 1982, Aslid et al registró las primeras mediciones de velocidades de flujo sanguíneo cerebral en las arterias de la base del

cráneo por medio de la sonografía Doppler transcraneal (6) y, a partir de entonces, se ha establecido como un instrumento esencial del monitoreo de la perfusión cerebral (4).

Este estudio provee información esencial sobre la hemodinámica cerebral y sus alteraciones; además, permite detectar y caracterizar distintos procesos patológicos en tiempo real (7). Algunas de las afecciones entre las cuales se ha descrito su uso, se encuentran: la drepanocitosis, isquemia cerebral, hemorragia subaracnoidea (HSA) y muerte cerebral. Asimismo, es capaz de establecer la presencia de cortocircuitos derecha-izquierda, como también se puede utilizar como monitoreo en el perioperatorio y periprocedimiento en situaciones como endarterectomía, bypass carotídeo o trombólisis (8–12).

Frecuentemente se observan pacientes con patologías como las mencionadas anteriormente en los salones de medicina interna. Estos procesos patológicos producen distintas alteraciones hemodinámicas de la perfusión encefálica, evidenciables en el estudio Doppler. Este permite orientar el diagnóstico, determinar el grado de compromiso y, con ello, la necesidad de llevar a cabo terapias específicas, así como monitorizar la evolución del paciente y los efectos de las intervenciones realizadas, lo que demuestra su gran utilidad en este contexto.

Condiciones como la enfermedad hepática grave, presencia de una neoplasia cerebral, trombosis de senos venosos, meningitis, HSA y eventos cerebrovasculares extensos, son patologías que pueden alterar la hemodinámica cerebral, en las que resulta relevante explorar la circulación cerebral utilizando el ultrasonido Doppler con la finalidad de evaluar los parámetros de flujo sanguíneo cerebral, documentar las variaciones fisiopatológicas y dinámicas, y estimar la presión intracraneal (PIC) de una manera expedita, con el fin de valorar la necesidad de estudios de imágenes adicionales, manejo farmacológico, o bien, abordaje quirúrgico de urgencia. Además, se debe tomar en cuenta que no siempre se tiene acceso inmediato a técnicas de imagen avanzadas ni a la medición invasiva de la PIC o, por otra parte, pudiesen encontrarse contraindicadas (11,12).

El ejemplo anterior ilustra las múltiples aplicaciones de la sonografía Doppler transcraneal que permite obtener gran cantidad de información cualitativa y cuantitativa relevante en diversos escenarios clínicos. Este es el motivo por el cual se torna una prioridad explorar y profundizar en la formación sobre este tema, con el fin de acceder a los beneficios ofrecidos por esta herramienta en el ámbito de la medicina interna. Además, se considera relevante aumentar el interés en el desarrollo de técnicas y protocolos de implementación de la neurosonografía en la práctica clínica, para fomentar el conocimiento y difusión de este instrumento.

Esta revisión pretende mostrar un panorama básico y fundamental de la ultrasonología Doppler transcraneal. En este sentido, resulta mandatorio inicialmente estudiar la anatomía vascular encefálica, para una localización adecuada de las diversas estructuras, puesto que son el objeto de estudio. Posteriormente, se realiza una breve reseña de los acontecimientos históricos que llevaron al desarrollo de esta técnica, así como una explicación de los fundamentos físicos, técnicos y otros conceptos pertinentes para la interpretación de las señales obtenidas, incluyendo sus rutas de acceso (ventanas o sitios de exploración). Finalmente, con las bases necesarias mencionadas, se procede a discutir las aplicaciones de mayor utilidad en el ámbito de la medicina interna. Se espera que esta revisión contribuya al fin ulterior de promover la formación integral del especialista en medicina interna y que lo guíe para la toma de decisiones basadas en evidencia que beneficien al paciente.

Para obtener las fuentes de información se realizó una búsqueda en la base de datos electrónica PubMed, relacionada con el tema de Doppler transcraneal. Se utilizaron los términos MeSH: "ultrasonography", "Doppler", "transcranial", incluyéndose los trabajos publicados desde 1982 hasta mayo de 2020 en inglés y español. Se excluyen los documentos con información obsoleta y estudios realizados en animales o dirigidos únicamente a patología quirúrgica.

El material revisado comprende tanto capítulos de libros como reportes de casos, artículos de revisión, artículos originales, revisiones sistemáticas y metanálisis. El escrutinio de los datos se realizó por medio de una revisión por pasos iniciando por los títulos y resúmenes (*abstracts*), enfocándose en fuentes potencialmente relevantes para los objetivos de esta revisión integrativa y, posteriormente, con lectura a profundidad de las fuentes seleccionadas.

Desarrollo

Capítulo 1

Anatomía vascular encefálica

El conocimiento de la anatomía vascular encefálica es de suma importancia para la evaluación sonográfica. Poder distinguir e imaginar las estructuras vasculares en tres dimensiones es imprescindible para alcanzar la adecuada posición y colocación de la sonda de ultrasonido, como también la dirección de insonación que permita obtener planos con mayor cantidad de información anatómica y la mayor extensión del vaso. Esta característica permite realizar mediciones en diferentes segmentos del trayecto arterial, que a su vez permite conocer las características hemodinámicas del flujo de cada vaso, las cuales se analizan más adelante.

Puesto que el objeto de estudio se reduce mayoritariamente a la circulación arterial, se enfocará principalmente a la anatomía estos vasos principales valorables con la técnica de sonografía transcraneal.

El suministro arterial encefálico se puede dividir anatómicamente en circulación anterior y posterior; conformado por las arterias carótidas internas (ACI) y las arterias vertebrales (AV), respectivamente(13). Estas estructuras se originan de las principales ramas del arco aórtico (figura 1), si bien existen algunas variantes anatómicas, en la mayoría de las personas (aproximadamente 70%), la arteria carótida común (ACC) derecha se origina de la arteria braquiocéfálica (primera rama del arco aórtico), mientras que la izquierda surge directamente del cayado aórtico como su segunda rama (14). A pesar de esta diferencia, estos vasos ascienden de forma simétrica en el mediastino superior y por el cuello hasta el nivel del borde superior del cartilago tiroides donde cada una se bifurca en las arterias carótidas interna y externa (aproximadamente a nivel de la cuarta vértebra cervical). En algunas ocasiones la división de las carótidas puede presentarse superior al ángulo de la mandíbula. En contraste con la arteria carótida externa (ACE), las ACI no dan ninguna rama en cuello y van directamente hacia la irrigación de la circulación anterior del cerebro. Respecto a la circulación posterior, las arterias vertebrales nacen como la primera rama de las arterias subclavias y ascienden a través de los forámenes transversos de las vértebras cervicales hasta el nivel del triángulo suboccipital, donde se doblan hacia posterior y rodean luego al arco posterior de atlas para perforar la membrana atlantoccipital e ingresar a la fosa craneal posterior por el foramen magnum (13).

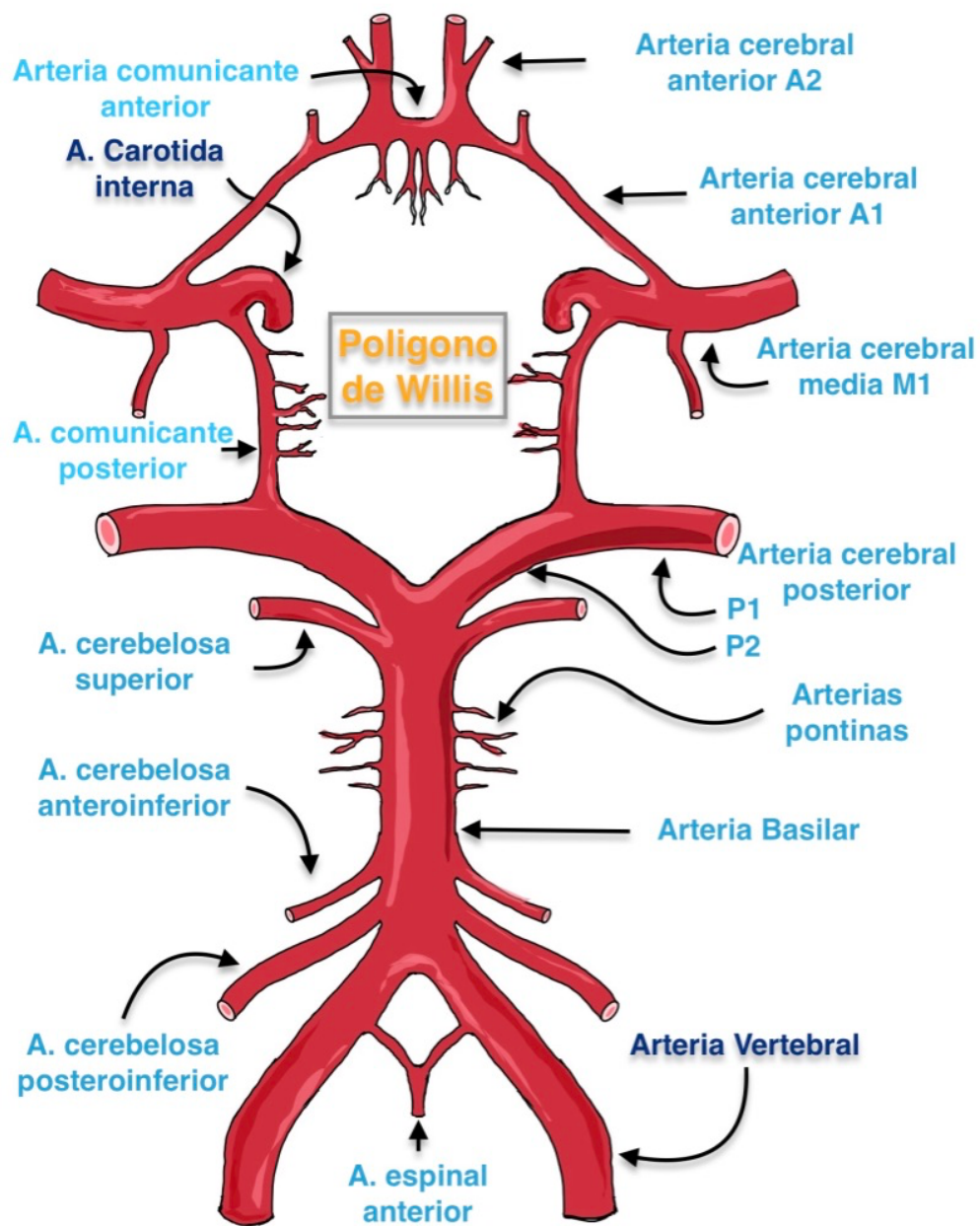


Figura 2. Polígono de Willis

Circulación anterior

La circulación anterior contribuye a poco más del 70% del flujo sanguíneo cerebral total (16). Este proviene de ambas arterias carótidas internas, de las cuales surgen la mayoría de los vasos que conforman el polígono de Willis

Arteria carótida interna

La arteria carótida interna asciende desde su origen en el cuello lateral a la ACE, medial a la vena yugular y al nervio vago dentro de la vaina carotídea; todas estas estructuras son fácilmente identificables a la valoración ultrasonográfica en biplano, (figura 3). Anatómicamente la ACI se divide en cuatro segmentos: cervical, petroso, cavernoso y cerebral/suplaclinoidea (17). En el ámbito de la neurosonología la porción intracraniana se clasifica en seis segmentos, donde la porción petrosa de la ACI se denomina C6, la porción ascendente C5, el trayecto que continúa hasta la porción cavernosa corresponde a los segmentos C4 y C3 por encima del proceso clinoides (ACI supleclinoidea o cisternal) se encuentra C2 y C1 corresponde su porción final, allí ocurre la bifurcación de la ACI (TICA), que origina sus dos arterias terminales ACA y ACM (figura 4).

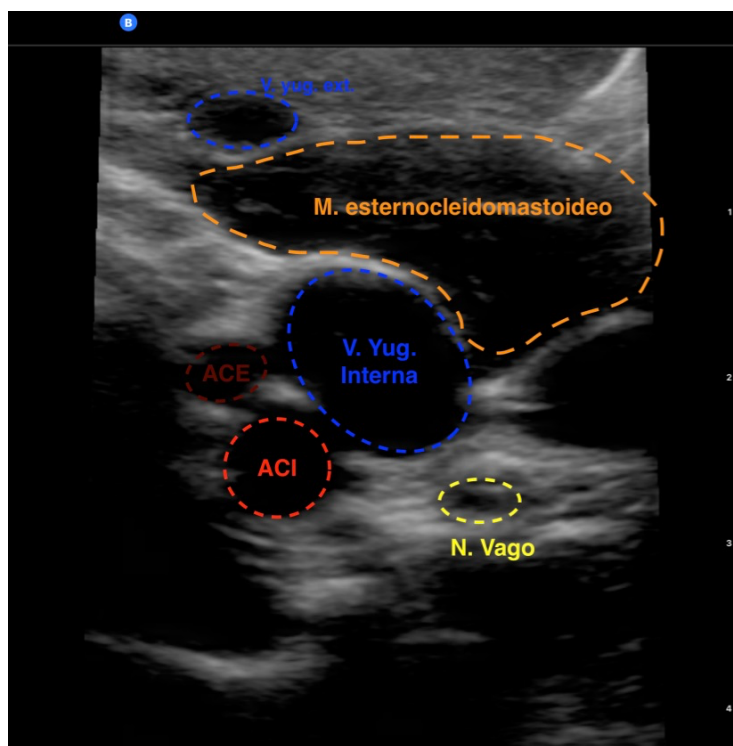


Figura 3. Arterias carótidas y relaciones anatómicas

El segmento cisternal da origen a la arteria oftálmica, la arteria comunicante posterior y la arteria coroidea anterior (17). En particular, la arteria oftálmica tiene una importancia especial debido a que representa una vía de circulación colateral a través de la arteria angular de la arteria facial, la cual suple de flujo sanguíneo en caso de estenosis u obstrucción de ACI (18).

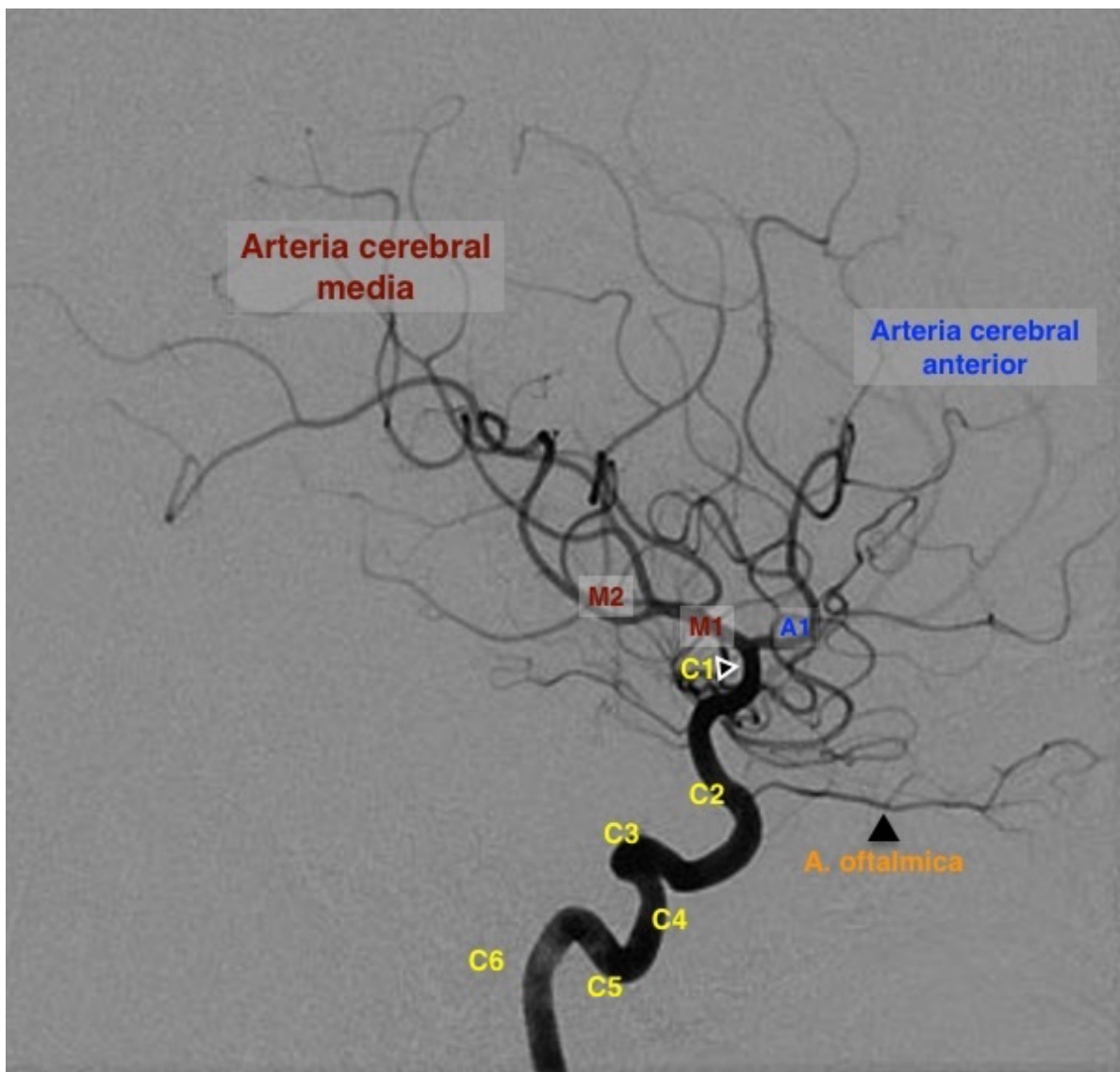


Figura 4. Segmentos de Arteria carótida interna intracraneal y principales ramas. Modificado de (18)

Arteria cerebral anterior

La arteria cerebral anterior representa el suministro sanguíneo principal para la cara medial de la corteza cerebral localizada en la fisura longitudinal que divide los dos hemisferios cerebrales. Esta incluye parte de los lóbulos frontales, así como la región superomedial del lóbulo parietal y el extremo rostral del surco parietooccipital. No se encarga de la irrigación de la cara medial del lóbulo occipital (13,14).

Se origina de la bifurcación de la ACI y discurre anterior y medial por encima de la superficie superior del quiasma óptico hacia la fisura longitudinal. Al llegar a la fisura, forma la anastomosis con la ACA

contralateral, llamada arteria comunicante anterior (ACoA). En esta localización se encuentra aproximadamente el 36% de los aneurismas cerebrales(13).

A lo largo de su trayecto se puede dividir en cinco segmentos: A1 se trata de la primera porción previo a la anastomosis con ACoA; A2 posterior a la ACoA hasta a la bifurcación de arterias pericallosa (A3) y arteria supramarginal, los segmentos A4 y A5 corresponden a las ramas más pequeños que van sobre el cuerpo calloso (13).

Respecto a la exploración con sonografía, las porciones sujetas a valoración por este método corresponden a los segmentos A1 y A2 (ver figura 5).

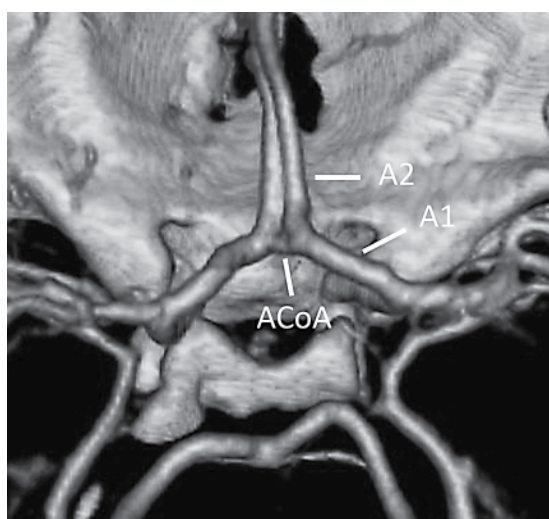


Figura 5. Visión de angiotomografía de la ACA y ACoA. Tomado de (17)

Arteria cerebral media

La arteria cerebral media es la arteria más grande y compleja de los vasos cerebrales, es la mayor de los vasos terminales de la ACI. Este vaso, desde su origen en la TICA, discurre lateral a lo largo de la cara ventral de lóbulo frontal entrando a la cisura de Silvio entre el lóbulo temporal y la corteza insular. A nivel del ángulo del lóbulo de la ínsula se curva formando la rodilla de la ACM para continuarse hacia la convexidad de los hemisferios. En esta región, la arteria se bifurca (en la mayoría de los casos, 78%) o trifurca (10-12% de los casos), o bien, se ramifica en múltiples troncos (en un 10% de los casos), los cuales se dirigen superior e inferiormente en la superficie de la corteza insular (19,20) para continuar hacia una arborización que irriga la superficie cortical de los lóbulos frontal, parietal y temporal (13,21). Este vaso se divide en cuatro segmentos: horizontal o presilviano (M1), el insular (M2), el opercular (M3) y el cortical (M4)(13).

El segmento horizontal o M1 origina los vasos lentículo-estriados que irrigan los ganglios de la base (21,22) (figura 4)

Arteria comunicante posterior

La arteria comunicante posterior se origina de la ACI y desde ese momento se dirige hacia posterior y se une a la ACP (17). Existen variantes anatómicas en las cuales se cuenta con una porción P1 hipoplásica, por lo que el suministro de sangre a la porción distal se da por medio de este vaso desde la ACI. Esta situación que podría evidenciarse en estudios de neuroimagen con contraste o al dúplex transcraneal color debido a la uniformidad en calibre de este vaso y el segmento P2 (14).

Arteria oftálmica

La arteria oftálmica es la responsable de brindar la irrigación del ojo, después de su origen atraviesa el canal óptico cruza el nervio y se ubica en la cara inferior del nervio, donde emite ramas musculares, la lacrimal, las arterias ciliares posteriores (irrigan a la coroides) y la arteria central de la retina, que nace aproximadamente un centímetro detrás del globo ocular (ver figura 4).

Circulación posterior

Arteria vertebral

Ambas arterias vertebrales contribuyen con un 28% del total del flujo sanguíneo cerebral (16). Desde su origen en las arterias subclavias, se dividen en cuatro segmentos cada una, de los cuales las primeras 3 corresponden a la porción extracraneal, V1 desde su nacimiento hasta el foramen vertebral transverso, V2 el segmento que cursa por los forámenes transversos, posteriormente el segmento V3 corresponde desde el nivel de la segunda cervical hasta la entrada a la duramadre y, finalmente, V4 corresponde a la porción intradural o intracraneal(figura 6)(13,17).

De la porción intracraneal justo posterior a su ingreso por el foramen magnum y antes de su anastomosis, surgen dos ramas importantes: la primera es la arteria cerebelosa posteroinferior (PICA, por sus siglas en inglés: posterior inferior cerebellar artery); la segunda, corresponde a la arteria descendente espinal anterior formada por las anastomosis de las contribuciones de ambas arterias vertebrales. La arteria descendente espinal anterior discurre hacia el caudal por el surco anteromedial de la medula espinal (13).

Otra de las ramas a la que da origen es a la arteria espinal posterior; sin embargo, esta también puede originarse de ramas provenientes de la porción proximal de la PICA.



Figura 6. Segmentos de arteria vertebral de V1-V3. V4 no se muestra trayecto intradural. Modificado de (18)

Arteria basilar

Después de la anastomosis de ambos segmentos V4 se da lugar a la arteria basilar, que viaja por la línea media, anterior al puente, y termina cerca de la unión ponto-mesencefálica. En este lugar se divide en ambas arterias cerebrales posteriores. En su trayecto, la basilar da origen a la arteria cerebelosa anteroinferior (AICA), la arteria auditiva interna, arterias perforantes pontinas y las arterias cerebelosas superiores (13,17).

Arteria cerebral posterior

Estos vasos tienen su nacimiento en la bifurcación terminal de la arteria basilar y discurren de forma bilateral en dirección anterolateral, rodeando el mesencéfalo y pasando por encima de los pedúnculos cerebelosos y hacia la superficie ventromedial de la corteza (13,17,18). Luego, a través de un elaborado

patrón de ramas, constituye la fuente principal de suministro sanguíneo a la corteza del lóbulo occipital y a la porción posterior del lóbulo parietal, así como a las porciones inferiores y mediales del lóbulo temporal. La ACP se clasifica en P1 (porción proximal o pre-comunicante), antes de la anastomosis con la ACoP y posterior a ella se continua como segmento distal (P2) (figura 7)(13,17,18).

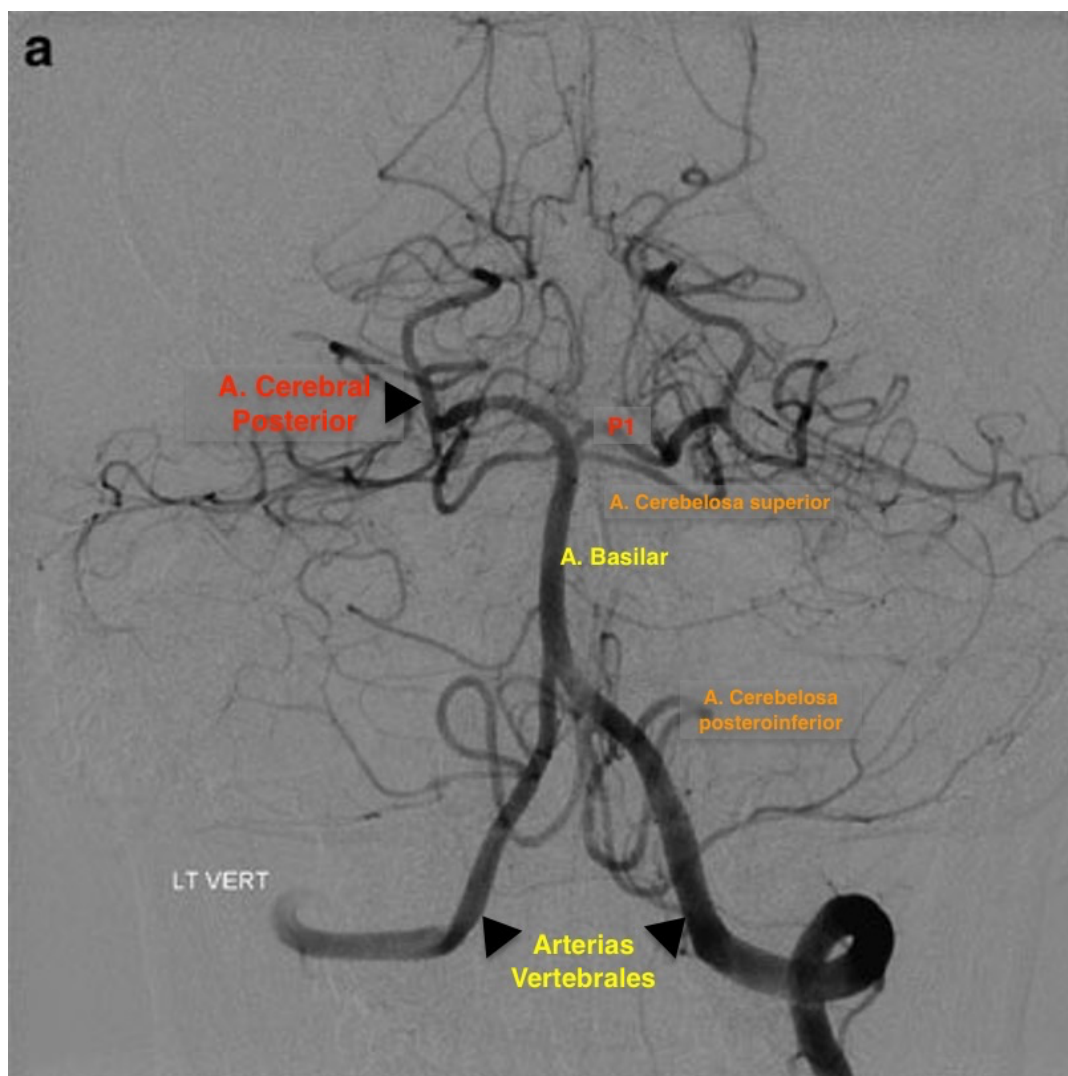


Figura 7. Arterias de la circulación posterior. Modificado de (18)

Sistema venoso cerebral

Las estructuras que conforman la circulación venosa exhiben una altísima cantidad de variantes anatómicas que no solamente varían de un individuo a otro, sino que frecuentemente difieren entre ambos hemisferios de un mismo sujeto. No obstante, sigue algunos parámetros básicos de distribución. Se puede dividir en senos venosos duros superficiales y venas cerebrales profundas. Los senos venosos están

formados por las capas externas e internas de la duramadre, adyacente a las estructuras óseas dentro del cráneo. La confluencia de los senos es uno de los senos más importantes, está localizada en el polo occipital de la cavidad craneal y está formada por la unión de varios senos. Se incluye el seno sagital superior, el cual discurre longitudinal a lo largo de la calota en línea media por encima de hoz del cerebro. El seno sagital inferior corre paralelo al seno anterior por el borde libre de la hoz del cerebro y continúa hacia posterior con el seno recto. Este último, a su vez, recibe flujo venoso de las vena basal de Rosenthal y la gran vena cerebral de Galeno (13,23). El seno occipital se localiza justo por debajo de la confluencia de los senos y los senos transversos se ubican lateralmente que, por medio de los senos sigmoideos, atraviesan la base del cráneo para drenar hacia el bulbo yugular (13).

Capítulo 2

Bases históricas, físicas y conceptos técnicos de la ultrasonografía

Doppler transcraneal

En lo que respecta a las técnicas de ultrasonido cerebral, solo se cuenta con dos: el modo-B transcraneal dúplex codificado por color y la sonografía Doppler transcraneal (24). Ambas se analizan a continuación. Sin embargo, para entender de manera adecuada el funcionamiento, alcance y limitaciones de esta herramienta, es necesario conocer los principios físicos y bases técnicas de su funcionamiento.

Principios físicos y aspectos técnicos del Ultrasonido y Ultrasonido Doppler y Dúplex transcraneal

El sonido es una forma de energía mecánica caracterizada por los cambios de presión (densidad de partículas) generadas por el movimiento repetitivo o vibratorio de un objeto. Este movimiento de partículas genera áreas de alta presión y áreas bajo presión de partículas, las cuales se propagan a través de un medio en forma de ondas en todas direcciones, ya sea aire, líquido o tejido blando. Las ondas de sonido son definidas por las variables acústicas (presión, densidad y distancia) y son caracterizadas por los parámetros acústicos (frecuencia de onda, amplitud, poder, intensidad, longitud de onda y velocidad de propagación) (25).

La frecuencia corresponde a la cantidad de ciclos que completa una onda por unidad de tiempo y es inversamente proporcional a la longitud de la onda. El ultrasonido en la aplicación médica utiliza pulsos de sonido de alta frecuencia que varían entre 1 a 15 MHz (aproximadamente 1000 veces mayor a sonido audible; 20-20 000Hz) (25,26).

Por su parte, la amplitud, el poder y la intensidad son parámetros contruidos uno con otro que se encuentran en interrelación directa. Estos valores describen la magnitud y la fuerza de la onda de sonido. La amplitud describe el tamaño de la onda. El poder se refiere a la energía generada por esta onda de sonido por unidad de tiempo (25). Se expresa en Watts (W) y en los ultrasonidos diagnósticos es posible ajustar el poder de salida de las ondas generadas. Respecto a la intensidad, se define como la concentración de energía por área de sección transversal de la sonda de ultrasonido.

La velocidad de propagación se refiere a la distancia que recorre una onda de sonido a través de un medio en 1 segundo. Por lo general las ondas de sonido van a viajar con mayor velocidad en medios

sólidos, menor en líquidos y mucho más lento en aire. En el cuerpo humano, este parámetro varía dependiendo del tejido que se explore (desde 500m/s hasta 4000m/s, con velocidad ascendente de pulmón/tejido blando/líquido/hueso) (25). La rapidez de esta propagación se va a ver influenciado tanto por la rigidez, como por la densidad de los tejidos. Algunas de las velocidades de propagación de acuerdo al sonido son 3500m/s para hueso, cerebro y tejido blando 1540m/s, humor vítreo 1520m/s, líquido cefalorraquídeo (LCR) 1510m/s(26).

Es importante en este contexto mencionar, además, el concepto de atenuación, puesto que este es el principal influyente en la calidad de las imágenes obtenidas en el US. La atenuación es el debilitamiento del sonido conforme se propaga por los tejidos (25). Las señales con mayor frecuencia se debilitan más que las que presentan frecuencias más bajas. La unidad en la cual se mide la atenuación es el decibel (dB), el cual no representa un valor absoluto, sino una escala logarítmica de la comparación de dos intensidades.

Existen tres mecanismos por los cuales se genera atenuación: reflexión, dispersión y absorción (25). El primero hace referencia a la cantidad de sonido que vuelve a la fuente o al transductor. El segundo, o sea la dispersión, se observa cuando el reflector presenta una superficie áspera o irregular que genera una reflexión difusa. También, el ángulo de incidencia de la onda es el factor que influye en la atenuación por dispersión.

La absorción, por su lado, es la última de las causas de atenuación. Ocurre cuando la energía acústica se transforma en calor (25,26). Este es el principal mecanismo de atenuación en los tejidos y aumenta conforme incrementa la frecuencia de la onda y la profundidad. No obstante, es importante destacar que dentro de las condiciones diagnósticas normales, el calor producido es muy pequeño como para generar un aumento en la temperatura medible en los órganos o tejidos del cuerpo (26).

Cada tejido, similar a la velocidad de propagación, cuenta con su coeficiente de atenuación individual. Este valor es necesario tomarlo en cuenta en el momento de la exploración ultrasonográfica, ya que esta propiedad podría favorecer o limitar la visualización de las imágenes. Por ejemplo, el agua presenta un coeficiente de atenuación muy bajo, por lo que se convierte en una sustancia que provee una ventana acústica muy buena. Por el contrario, el hueso tiene uno de los coeficientes de atenuación más elevados y, por ende, es de gran dificultad obtener imágenes a través de este tejido (25).

Entonces, a mayor profundidad, mayores frecuencias y, a mayor coeficiente de atenuación, menor serán los ecos devueltos por el tejido. Por este motivo, al valorar los vasos intracraneales con ultrasonido,

es necesario el uso de señales de baja frecuencia y accesos de exploración que permitan el paso de estas ondas hasta la cavidad intracraneal (26).

Ultrasonido en modo-B

El ultrasonido convencional en modo-B envía pulsos de ondas de sonido de alta frecuencia hacia los tejidos y recibe las ondas de sonido reflejadas desde el cuerpo. Es posible calcular la distancia y localización de cualquier estructura que produzca un reflejo de acuerdo a la dirección de donde se transmitió el reflejo y tiempo de retardo para la recepción de dicha señal, puesto que se conoce la velocidad de propagación de la onda en los tejidos (aproximadamente 1500m/s). Una vez que todos los ecos fueron recibidos se logra enviar un nuevo pulso con una dirección ligeramente distinta, hasta que el plano requerido perpendicular al transductor es interrogado. De esta forma las amplitudes recibidas son convertidas a puntos de diferente intensidad que generan una imagen anatómica del corte transversal del tejido en el plano de escaneo (25).

Esta velocidad de adquisición de imágenes o muestras (medida en cuadros por segundo) está regulada por la velocidad de disparo de las ondas de ultrasonido y por la profundidad máxima de interés (25), lo que influye en la cantidad de veces que se actualiza la imagen del ultrasonido en un segundo. Este parámetro presenta mayor relevancia en la ultrasonografía Doppler debido a que la velocidad de generación de impulsos se relaciona con la capacidad de detectar señales a altas velocidades (25,26).

Ultrasonido Doppler

El ultrasonido Doppler utiliza el mismo principio descrito por Christian Doppler en 1842, el cual explica el cambio de color de las galaxias en movimiento. Este efecto explica el fenómeno en el cual un observador puede identificar la dirección y velocidad de un objeto en movimiento que produce sonido de forma continua. Cuando la fuente de sonido se mueve en dirección del oyente, la onda de sonido es percibida con un mayor tono (debido a un aumento en la frecuencia). Por el contrario, cuando la fuente en movimiento se aleja del observador, es percibido con un menor tono (debido a una menor frecuencia). Este cambio en la frecuencia de longitud de onda de sonido se conoce como el desplazamiento Doppler (7). A mayores velocidad de un objeto en movimiento, se va a presentar un mayor cambio en la frecuencia observada. Por lo tanto, si se conoce el cambio de frecuencia, es posible calcular la velocidad y la dirección (si se acerca o se aleja del punto de referencia).

De igual manera, si la fuente de sonido es estacionaria y un objeto reflector se encuentra en movimiento, el cambio en la frecuencia de las señales reflejadas se va a presentar con el mismo principio (7). En el caso del ultrasonido Doppler, la sonda de ultrasonido emite ondas (fuente de sonido estacionaria), las cuales posteriormente son reflejadas por los glóbulos rojos en movimiento dentro de los vasos (objeto reflector en movimiento). Estas señales reflejadas son percibidas y graficadas produciendo una onda espectral de la velocidad de flujo sanguíneo. Es de recalcar que esta herramienta ha sido de gran utilidad en ecocardiografía, en la valoración vascular de perfusión de diferentes órganos y extremidades, así como en el ultrasonido ginecobstétrico en la valoración de conjunto materno-feto-placentario. En el caso de la sonografía transcraneal, las ondas se dirigen hacia los vasos de la base del cráneo.

El análisis espectral logra obtener parámetros específicos entre los que se encuentran el pico de velocidad sistólica, la velocidad al final de la diástole, el tiempo de aceleración e índice de pulsatilidad (9). Estos conceptos se analizan más adelante en este capítulo y son los que permiten obtener la información de la hemodinámica cerebral.

El cálculo de velocidad involucra la velocidad de propagación de la onda en el tejido, el desplazamiento Doppler, y el coseno de ángulo de incidencia ($\cos \theta$) del vaso (ver ecuación abajo). Teniendo esto en cuenta y dado que el coseno de un ángulo perpendicular es 0, no es posible percibir el desplazamiento Doppler cuando este ángulo es perpendicular al flujo. De igual forma si la onda emitida es paralela al flujo su ángulo de insonación (θ) sería 0 ó 180 y dado que el coseno de ambos es +1 ó -1, se logra obtener una medición más precisa. A medida que aumenta este ángulo, mayor es el error asociado a la medición de la velocidad. Por este motivo, es importante minimizar el θ a menos de 30 grados, para mantener un porcentaje de error menor al 15% (8) (ver figura 8).

$$V = \frac{c \times (\text{frec. de onda emitida} - \text{frec. de onda reflejada})}{2 \times \text{frec. de onda emitida} \times \cos\theta}$$

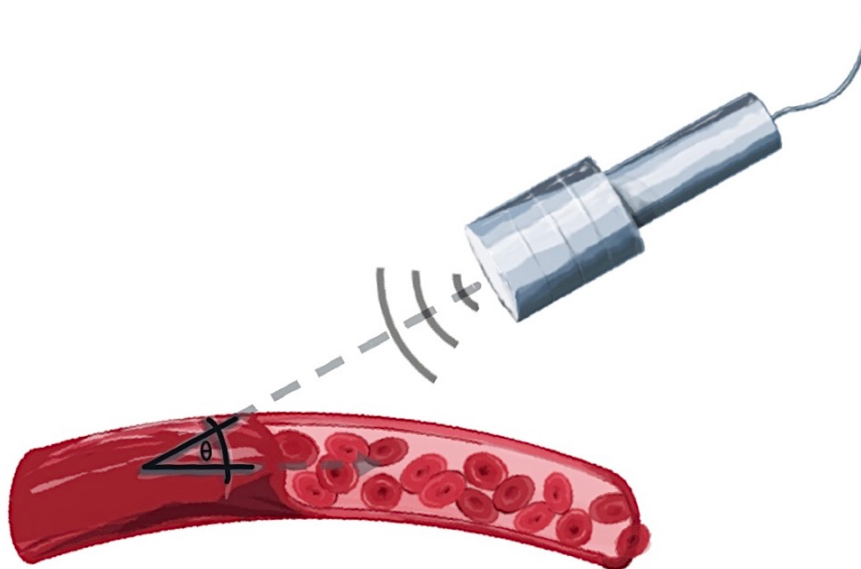


Figura 8. Ángulo de insonación del vaso interrogado

Doppler pulsado y Doppler transcraneal

En este modo del US se generan pulsos de ultrasonido que son transmitidos a intervalos regulares con una posterior recepción de señales reflejadas con un retraso establecido desde la emisión de las ondas de ultrasonido iniciales, para el procesamiento Doppler. Este atraso entre la transmisión del pulso y la apertura de la ventana de recepción de la señal es lo que permite grabar información de las señales reflejadas desde una determinada profundidad. Asimismo, el tiempo que se mantiene abierta la compuerta de detección, en combinación con la longitud del pulso transmitido, determina el volumen de la muestra que se registra. El Doppler pulsado es la base los estudios de DTC (25,26).

La localización e identificación de estructuras vasculares en el Doppler transcraneal es viable gracias a la posibilidad de determinar la profundidad a la cual se toman las mediciones. Esta información, en conjunto con los valores obtenidos propiamente (como velocidad y dirección del flujo) relacionado al sitio de posicionamiento del transductor (o ventana), es lo que permite una adecuada identificación las arterias insonadas (Tabla 1). Es el entendimiento del conocimiento basal amplio de la anatomía cerebral y sus vasos, lo que permite al explorador imaginar las estructuras vasculares y localizarlos in situ. Justamente por lo mencionado es que se ha llamado DTC convencional o “a ciegas”.

Imagen de flujo codificado por color

Funciona de una manera muy similar al modo-B excepto que mide tanto la amplitud como el desplazamiento Doppler. En el punto donde no hay desplazamiento Doppler, se muestra la información en escala de grises; pero cuando existe desplazamiento Doppler, se representa en la pantalla con código de color. Usualmente rojo cuando se acerca al transductor y azul para cuando se aleja.

Las mediciones en este modo son menos exactas. Funciona para darse una idea general de la hemodinámica de la región de forma cualitativa. Sin embargo, para la toma de mediciones debe utilizarse el Doppler pulsado.

Dúplex transcraneal codificado por color

Este modo de exploración combina Doppler codificado por color con el modo bidimensional, y Doppler pulsado, el cual ha mejorado la técnica del Doppler transcraneal a ciegas, permitiendo la visualización directa y la adecuada identificación de las arterias cerebrales. A pesar de que permite la visualización de los vasos, el parénquima cerebral en tiempo real y la evaluación de la hemodinámica, esta técnica no permite monitoreo continuo prolongado del flujo sanguíneo cerebral, a diferencia del DTC (24).

Para el dúplex transcraneal codificado por color (DTCC) usualmente se utiliza una sonda de ultrasonido de sectorial de 2–2.5MHz que es la que permite la visualización de estructuras a través del hueso del cráneo. Es posible identificar el mesencéfalo en la ventana transtemporal y las arterias individuales del polígono de Willis. No obstante, debido a diferencias en el transductor, esta técnica tiende a fallar más frecuentemente que el DTC convencional para encontrar una ventana acústica y amerita una mayor habilidad técnica del operador. DTCC también brinda información básica relacionada al flujo (VSP, VD, VFM), así como también IP (7,24) (ver figura 9).

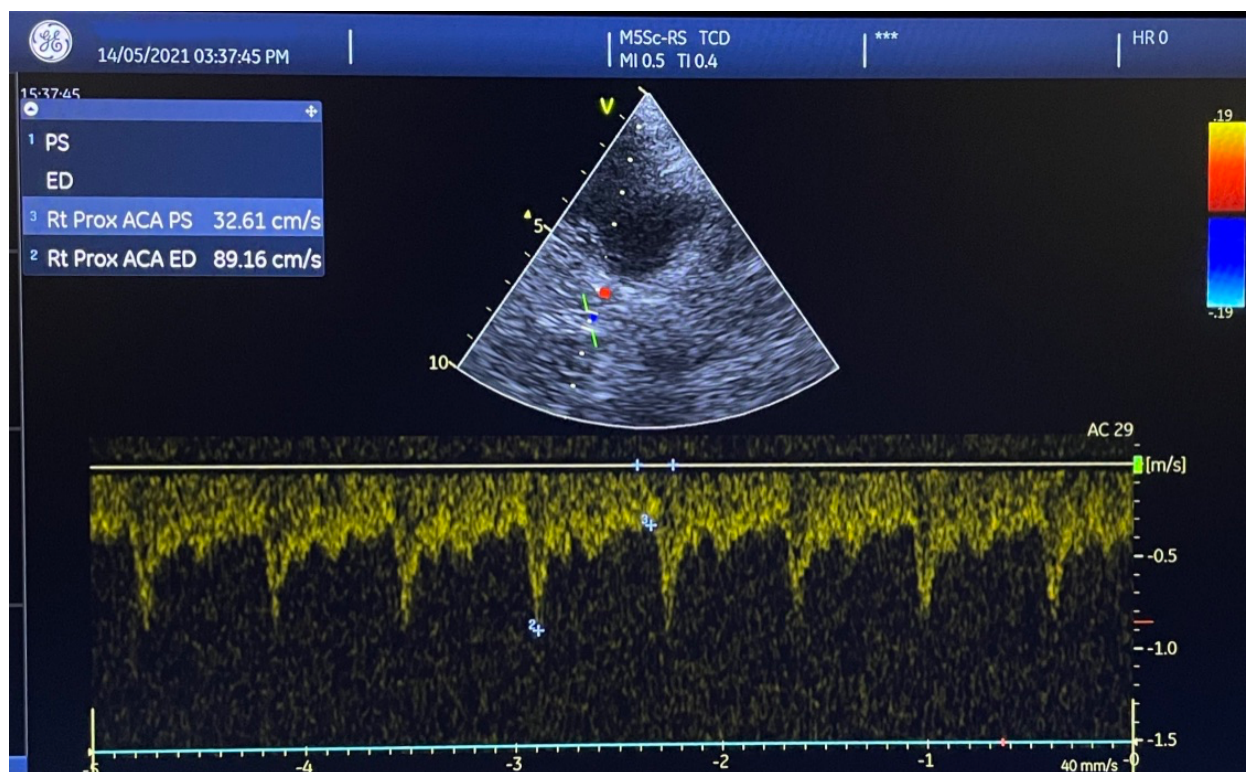


Figura 9. Imagen de Ultrasonido Dúplex en ACA

Ventajas y limitaciones del DTC

Ventajas

La valoración neurológica objetiva, principalmente en el paciente con alteración de estado de conciencia o completamente inconsciente, resulta difícil de realizar. El DTC tiene un papel importante en el arsenal diagnóstico de estos pacientes, pues podría estrechar la brecha entre la exploración física neurológica y otros estudios o intervenciones de mayor complejidad, como lo son la tomografía axial computarizada (TAC), angiografía cerebral, resonancia magnética (RM), medición invasiva de PIC u otras intervenciones quirúrgicas mayores. O bien, el reforzamiento positivo del curso clínico del paciente al obtener valores que se encuentran dentro de los rangos normales o esperados (27).

Es una herramienta que se utiliza al pie de la cama del paciente, de disponibilidad casi inmediata, reproducible y de naturaleza no invasiva, además de ser de bajo costo. Asimismo, permite la evaluación en tiempo real sin exposición a radiación, sin el riesgo de movilización y transporte del paciente y, generalmente, no amerita medio de contraste. En situaciones de recursos limitados, puede ser particularmente útil (1–3,27).

Utilidades o aplicaciones

Si bien es cierto que el DTC tiene su principal utilidad en el ámbito de la neurología, específicamente en unidades de manejo de eventos isquémicos cerebrales y en cuidado neurocrítico, los beneficios de esta herramienta se extienden a y se traslapan en diversas áreas. En servicios de emergencias, así como en cuidado crítico general, las utilidades de este instrumento en la detección de patologías, monitoreo de perfusión cerebral y presión intracraneal son cada vez mayores (8–12). De manera similar, para los médicos internistas, principalmente en su función de hospitalistas, pero también en la práctica clínica, puede ser de gran provecho. De la misma manera lo es el POCUS a nivel cardíaco, abdominal y pulmonar (12).

Algunas de las principales aplicaciones corresponden a la estimación de la presión de perfusión cerebral, como también el cálculo de PIC, la detección de vasoespasma tanto en trauma como HSA, e infecciones cerebrales severas. Además, permite el monitoreo de la perfusión cerebral y mecanismos de autorregulación encefálica, así como detección de émbolos cerebrales por diversas causas. Asimismo, se puede realizar el diagnóstico de arresto circulatorio cerebral (o muerte encefálica) y la evaluación de estenosis u obstrucción cerebral. Otra de sus aplicaciones en materia de infarto cerebral agudo es el monitoreo en trombólisis farmacológica y en el tratamiento concomitante con sonotrombólisis (8–12,24).

Por su parte, el uso del dúplex transcraneal ha aportado mayores aplicaciones gracias a la visualización de estructuras anatómicas como diagnóstico de hidrocefalia, monitoreo de desplazamiento de línea media, monitoreo en hemorragia subdural, hemorragia intraparenquimatosa e incluso hasta cambios en líquido cefalorraquídeo y vegetaciones en meningitis (9,24).

Dentro del campo clínico, algunos de los padecimientos en los cuales la obtención de estas mediciones tiene buen rendimiento se encuentra prácticamente cualquier patología con riesgo o aumento de hipertensión intracraneal, por ejemplo: trauma, hemorragia, infecciones cerebrales y sepsis como tal, hidrocefalia, falla hepática con encefalopatía, tumores cerebrales, y el síndrome posterior a parada cardíaca. Se incluyen también sus aplicaciones en evento cerebrovascular (ECV), tanto isquémico como hemorrágico, sin dejar por fuera la antes mencionada HSA. Se puede adicionar a la lista la evaluación de cortocircuitos de derecha a izquierda, cirugía carotídea, seguimiento de pacientes con Drepanocitosis e, incluso, puede tener un papel durante el embarazo como técnica de evaluación de autorregulación cerebral en pre-eclampsia y eclampsia (9,24,28).

Limitaciones

Lamentablemente, este instrumento cuenta con algunas limitaciones. La primera de ellas es que, para la obtención de las mediciones, las ondas de US deben atravesar el cráneo. Esto se logra al traspasar capas delgadas de hueso como la escama del temporal, u orificios naturales como la órbita y el foramen magnum, estos son llamados ventanas; es decir, áreas que ofrecen una menor resistencia al paso de las señales emitidas por el transductor.

Existen cuatro ventanas acústicas de exploración clásicas en los adultos: transtemporal, transorbitaria, transforaminal o suboccipital y submandibular (figura 10)(24,27,29). La ventana temporal puede ser deficiente entre un 10 y un 15% de la población. El hueso frontal también ha sido estudiado como ventana acústica; sin embargo, solo se ha logrado insonar apropiadamente en 45% de los casos (30).

Otra consideración importante es que el DTC al tratarse de una exploración ciega, depende de la imaginación tridimensional de las estructuras anatómicas por parte del explorador. Aunado a esto, existen múltiples variantes anatómicas que pueden ameritar un ángulo de insonación ligeramente distinto. Las habilidades técnicas individuales para obtener un θ menor a 30 grados varían de explorador a explorador, lo cual representa otra limitante en la obtención de resultados fidedignos y reproducibles; en otras palabras, es una técnica dependiente del operador.

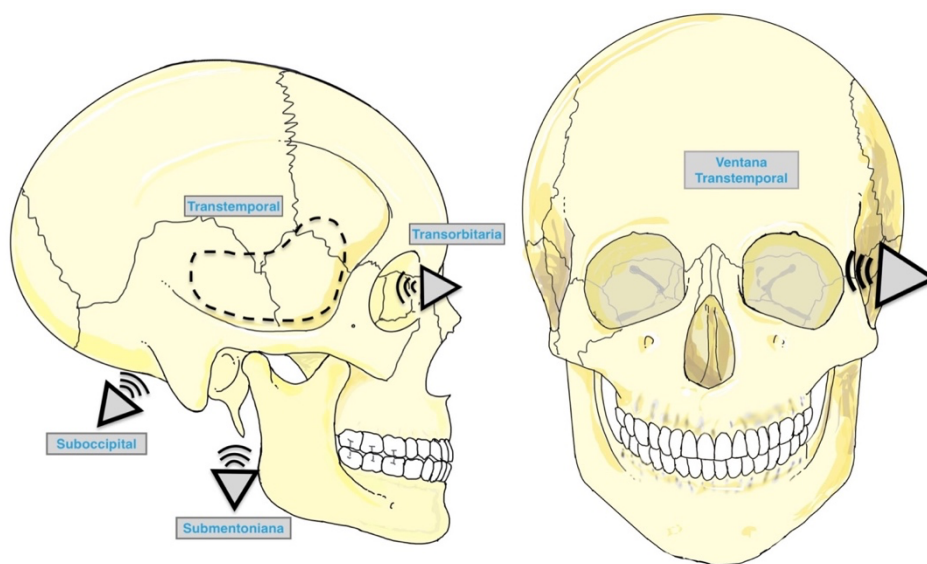


Figura 10. Ventanas acústicas para exploración ultrasonografía transcraneal

Ventanas acústicas de exploración

Como se mencionó en el segmento anterior, existen cuatro sitios clásicos de exploración en el uso del Doppler transcraneal, gracias a sus diferentes características que permiten a las ondas de sonido atravesar y recibir señales hacia y desde la cavidad endocraneal (ver figura 11). A continuación, se detalla la ubicación anatómica y algunas consideraciones de cada una de ellas.

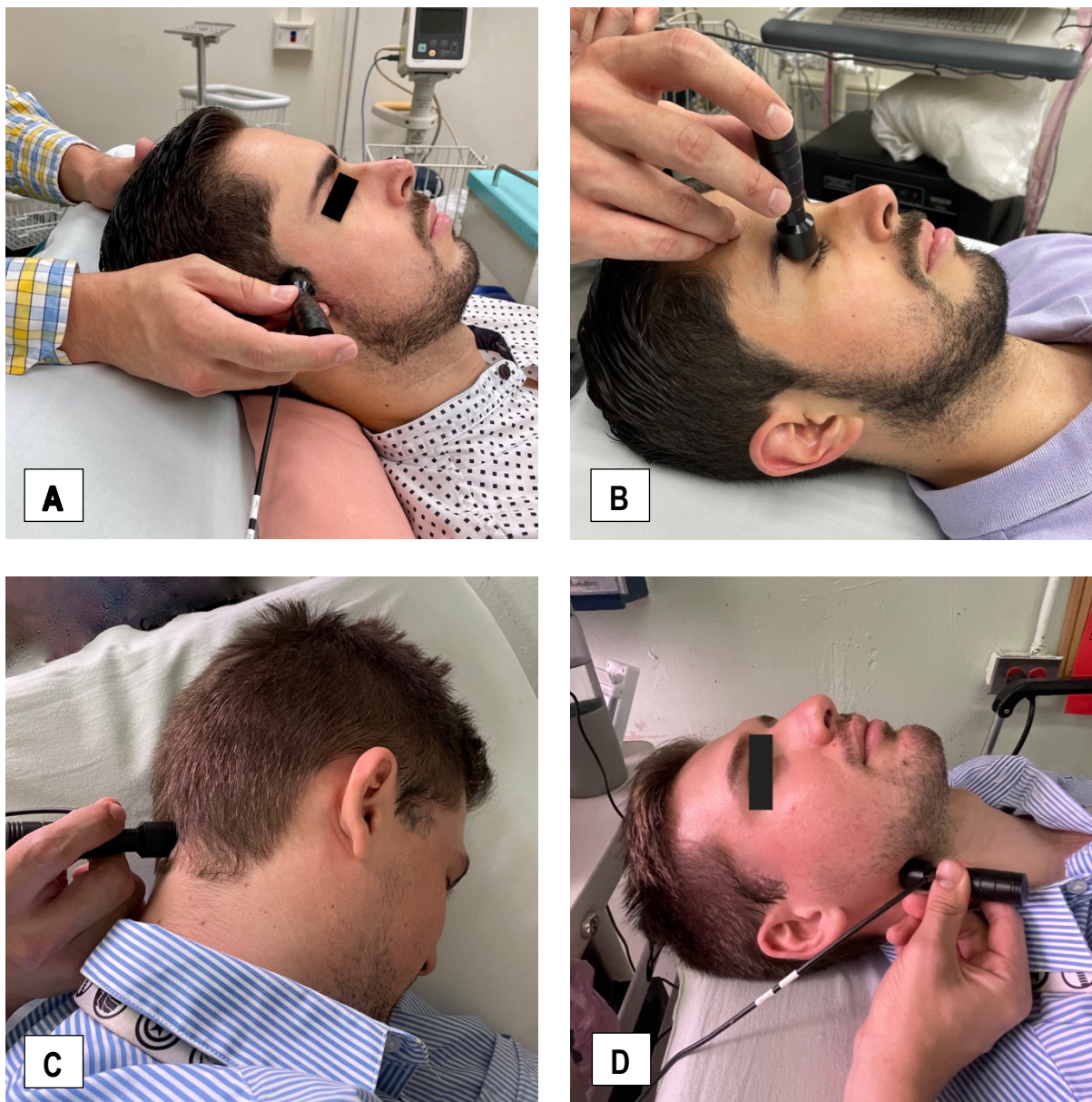


Figura 11. Ventanas acústicas de exploración transcraneal. A) transtemporal, B) transorbitaria, C) suboccipital y D) submandibular.

Ventana transtemporal

Corresponde a la porción más delgada de la región temporal (pterion), la cual se localiza anatómicamente superior al arco zigomático entre el trago y la pared lateral de la órbita, con el marcador del transductor apuntando hacia el anterior en línea con el epicanto del ojo, insonando la base del cerebro y los vasos del polígono de Willis (31,32). Se han definido tres áreas: anterior, media y posterior(33). Pequeños movimientos circulares del transductor en esta área ayudan a identificar la ventana óptima para la obtención de datos e imágenes (34).

Esta área corresponde a la ventana clave en la exploración, puesto a que es posible identificar desde ella las arterias cerebrales anteriores, media y posterior, como también la porción final de la ACI (figura 12). Además, es la primera en ser evaluada en la atención al pie de la cama del paciente y en la que recae la mayoría de peso del estudio debido a su confiabilidad, rentabilidad y alineamiento con la ACM.

Esta ventana logra ser exitosa hasta en un 95% de ocasiones; no obstante, entre los factores que impiden una adecuada visualización son: edad avanzada y sexo femenino.

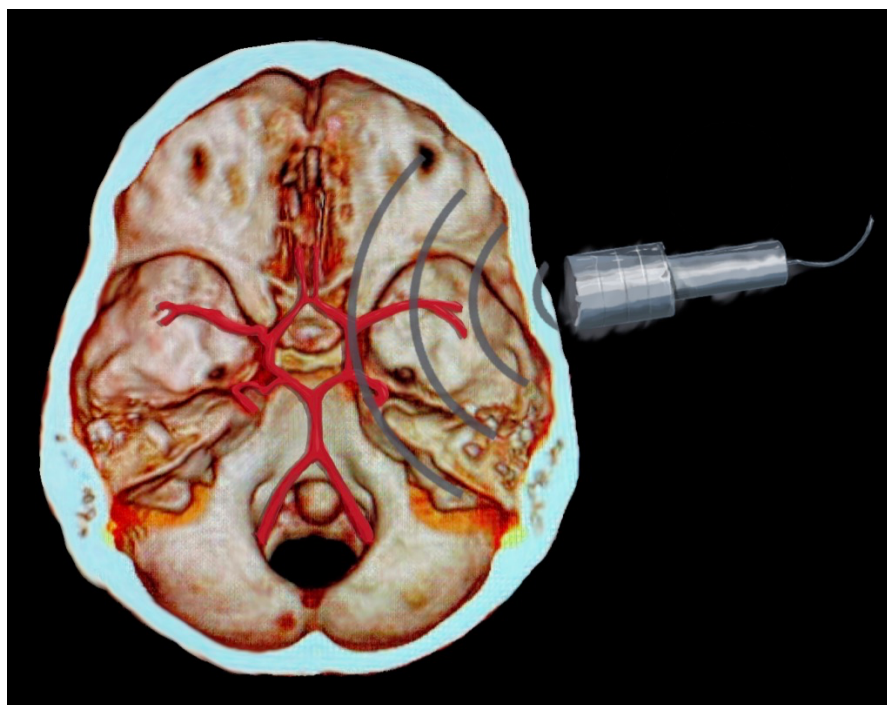


Figura 12. Ventana transtemporal esquematización de visualización de estructuras.

Ventana Suboccipital

Se ubica en la región suboccipital cerca o propiamente en la línea media y superior a la apófisis espinosa palpable del atlas. La dirección del marcador del ultrasonido se debe ubicar en la posición de las 12 de las manecillas del reloj (en caso del dúplex) y la línea de insonación en dirección a la nariz (31,32). Aquí es posible visualizar y medir el flujo de las arterias vertebrales y la basilar alejándose del transductor. Cuando el paciente puede colaborar y es seguro realizarlo, el volver la cabeza hacia un lado y acercar la barbilla al pecho con la flexión del cuello mejora la habilidad de insonación en esta ventana. Es posible realizar la exploración tanto con el paciente en decúbito, como también en posición sentado con flexión de la cabeza (24).

Ventana Transorbitaria

Esta se realiza insonado a través de los párpados cerrados y se puede utilizar para la medición de la arteria oftálmica y el sifón de la ACI(33). Se debe realizar con bajo poder (10%) o índice mecánico (en dúplex) previamente ajustado a 0.1. Lo anterior con el fin de disminuir el riesgo de cualquier daño potencial del US en el ojo (34). El transductor se coloca suavemente sobre el ojo con párpados cerrados y se direcciona hacia medial y craneal. La AOF se caracteriza por ser un vaso de alta resistencia y se puede diferenciar del sifón carotideo debido a su profundidad y dirección del flujo.

Ventana Submandibular

Se ubica por debajo del ángulo de la mandíbula y medial al esternocleidomastoideo. Desde esta localización, es posible seguir los vasos carotideos desde la arteria carótida común, así como la ACI y ACE, si se moviliza el transductor hacia abajo y arriba a lo largo del borde medial de este músculo (32,34).

Ventana Frontal

Esta ventana se realiza con la técnica dúplex transcraneal. No obstante, no se utiliza de rutina en la exploración transcraneal debido a su baja rentabilidad (45%), pero se ha descrito como una alternativa para la insonación de la ACA en algunos individuos (30). Se accede colocando el transductor de forma vertical en la zona para medial frontal con la marca del transductor hacia craneal; posteriormente se gira 90 grados hacia afuera y se mueve de forma horizontal hacia la zona supra orbitaria hasta la zona latero-frontal (ver figura 13). En esta ventana solo es posible valorar el segmento A2 de la ACA (30).

A pesar de mencionar este acceso, no se le brindará mayor atención debido a las dificultades asociadas, las cuales no son parte del objetivo principal de este documento.

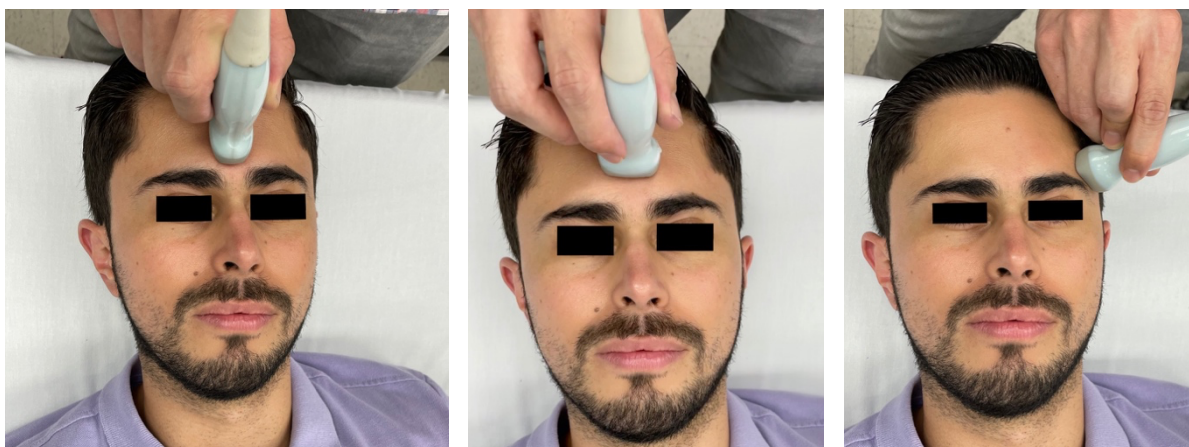


Figura 13. Ventana frontal.

Equipo y sondas

Los equipos utilizados en la actualidad para el estudio transcraneal cuentan usualmente con varios transductores (2, 4, 8 y 16MHz). Sin embargo, el utilizado para exploración transcraneal se trata de la sonda de 2-2.5MHz de frecuencia. Los otros transductores se utilizan para la exploración de vasos extracraneales en el caso de los de 4 y 8MHz, y para la valoración transcerebral en el transoperatorio para la sonda de 16MHz (34). Las sondas se encuentran acopladas a la consola y pantalla con un software desarrollado de forma especializada que permite analizar e integrar la información obtenida para presentarla en forma de gráfico espectral de las señales Doppler, al mismo tiempo que determina los parámetros de la estructura analizada, como: pico de velocidad sistólica (VPS), la velocidad al final de la diástole (VD), velocidad media de flujo (VMF), índice de pulsatilidad (IP) e índice de resistencia (IR) (figura 14C) (34). Además, en la mayoría de los equipos de DTC se muestra el Doppler modo M, el cual facilita al explorador la localización y adecuada alineación de los vasos insonados en estudio en cada ventana. También es frecuente que se cuente con un casco para monitoreo continuo como parte del equipo básico (figura 14B).

En el caso de la exploración con dúplex codificado por color, el transductor utilizado es el sectorial o cardiaco con baja frecuencia de insonación 1-3MHz y un alto poder. El objetivo de utilizar sondas con baja frecuencia es disminuir la atenuación, lograr atravesar el cráneo y obtener imágenes con una profundidad de 12-15cm. En ambas técnicas se utilizan las mismas ventanas de exploración.

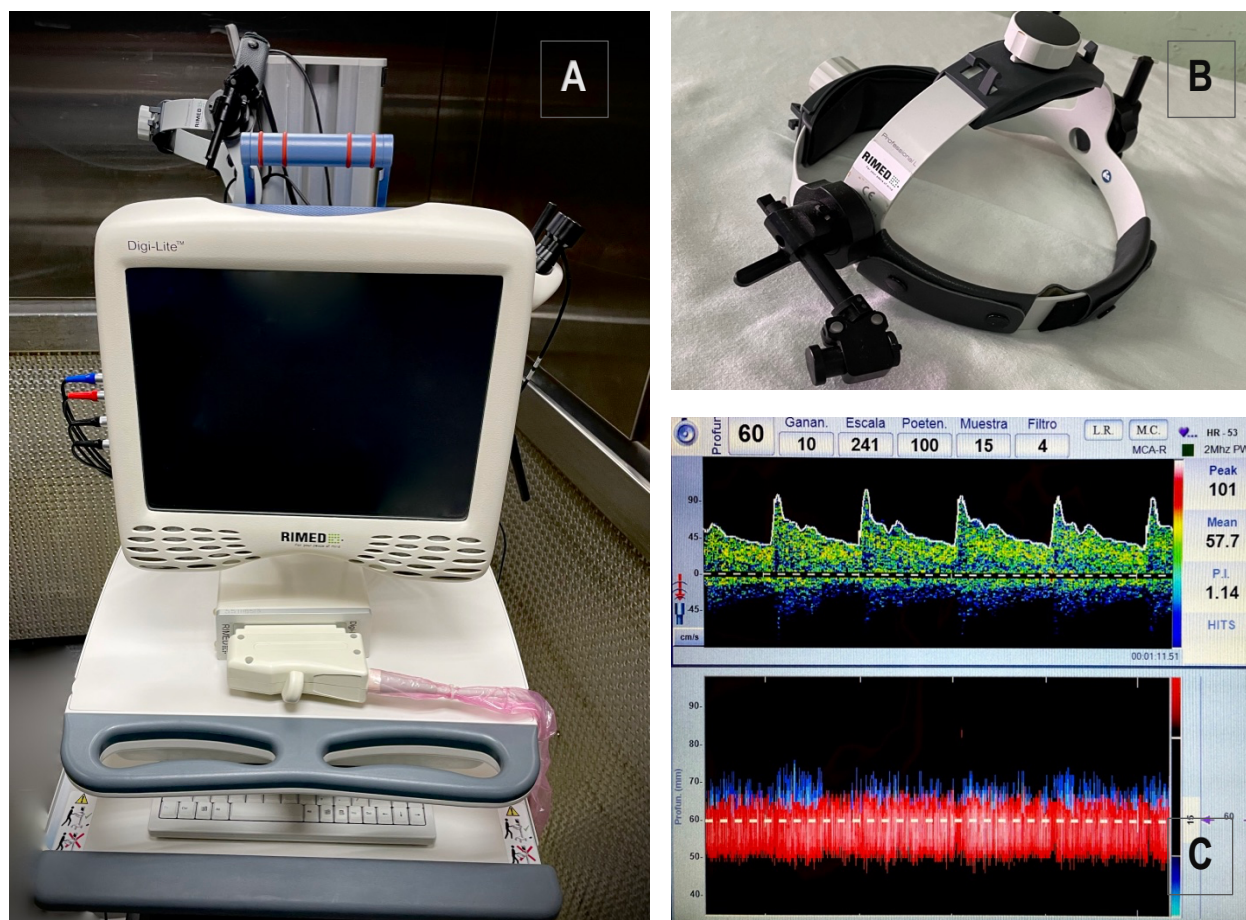


Figura 14. Se ejemplifica en esta imagen un equipo de ecografía Doppler transcraneal a ciegas, en la figura B) se muestra un casco de monitoreo continuo y también la pantalla de visualización de datos obtenidos

Dentro de los parámetros que se cuentan en el equipo de relevancia trascendental, en el caso de que se amerite ajuste para la obtención de señales de calidad, se encuentran (34):

- **Profundidad del vaso analizado:** se refiere a la distancia entre el transductor en contacto con la piel del cráneo del paciente hasta el sitio de muestreo de información en el vaso de interés. Es representado en milímetros (mm) con mayor frecuencia. Este valor va a variar dependiendo del vaso que se quiera estudiar, así como también de la ventana acústica utilizada. Los valores de profundidad en los que se puede ubicar cada una de las estructuras vasculares se muestran en la tabla 1 en forma de intervalo para cada ventana.
- **Ganancia:** regula la amplificación o atenuación de las señales ecográficas reflejadas, de esta manera es posible reducir el ruido de fondo. No obstante, si la ganancia es demasiada baja es posible que algunos elementos del flujo sean excluidos de la onda espectral, por ende, fuera del

análisis de datos. Lo que se desea es una adecuada relación señal/ruido que logre una adecuada definición del límite del espectro Doppler.

- **Volumen de muestra:** como se explicó antes en este capítulo, delimita la región de interés. Volúmenes de muestra más grandes facilitan la localización e insonación del vaso, pero es preferible utilizar volúmenes de muestra más pequeños que brinden un espectro de mayor utilidad.
- **Poder o potencia:** se describe por convención utilizar la menor potencia necesaria para realizar el estudio. En caso de usar la potencia máxima, no se debe sobrepasar los 720MW. En algunas ocasiones esta técnica permite insonar con mayor facilidad, disminuyendo el tiempo total de exposición a la energía del US. Específicamente para el análisis en la ventana orbitaria u oftálmica, se debe reducir la potencia a un 5-10% del total (menor a 17MW).
- **Escala:** Esta se ajusta para la mejor visualización del espectro, se recomienda que ocupe 2/3 de la pantalla. Además, es posible ajustar la línea de 0 en caso necesario, dependiendo de la dirección de flujo.
- **Velocidad de Barrido:** se recomienda ajustar en la pantalla para alcanzar entre cinco y siete ciclos que permitan observar las variaciones hemodinámicas, sin tampoco comprimir una gran cantidad de ciclos que no permitan la visualización de los componentes de cada ciclo.
- **Sonido:** la presencia de sonido puede ayudar a identificar el sonido característico del flujo de cada vaso y ángulo idóneo de exploración.

Técnica de exploración Doppler y valores normales de la vasculatura

Se describirá inicialmente la técnica de exploración DTC convencional o estudio “a ciegas” y se incluirá, posteriormente, las variaciones y hallazgos guía de la exploración dúplex. En esta técnica se logra la identificación de las estructuras vasculares, como se mencionó anteriormente, gracias al conjunto de variables y características obtenidas con el estudio Doppler. Se mencionan: profundidad de exploración, dirección del flujo en relación con el transductor y ventana de valoración, así como los diferentes valores de flujo (VSP, VD, VFM). Estos parámetros se desarrollan a continuación y además se resumen en la tabla 1.

Técnica de exploración Doppler transcraneal convencional

Para obtener imágenes adecuadas de DTC, se debe iniciar encendiendo el equipo, calibrando y ajustando los parámetros antes descritos. Luego, se coloca al paciente en decúbito supino con la cabecera elevada ligeramente (30-40°) y el explorador colocado por detrás del paciente (8,9,22,23,25). Se inicia la exploración localizando la ventana transtemporal, posterior a la aplicación de gel de ultrasonido como se

describió previamente. Con una leve angulación hacia anterior del transductor, el primer vaso en ser identificado sería ACM, la cual se utiliza además como referencia para la localización de las otras arterias(33). El estudio usualmente se inicia a una profundidad de 50-55mm (rango de localización 30-65mm), hasta ubicar una señal con flujo positivo (en dirección a la sonda). La velocidad media normal se puede encontrar entre 55-80cm/s (ver tabla 1) (7,8,35).

Siguiendo la señal de flujo hasta una profundidad de 60-70mm, se registra un flujo bidireccional, el cual corresponde a la TICA. En este punto se dirige ligeramente el transductor hacia craneal y anterior, que ubica el flujo de A1, y lo registra como un flujo que se aleja (negativo)(33). La localización de la ACA se encuentra a una profundidad entre 60-80mm, con una velocidad media entre 50-60cm/s(7,8,35) (ver figura 15).

Seguidamente, volviendo hacia la bifurcación de la ACI y sin cambiar de profundidad movilizándolo el transductor hacia caudal es posible identificar el flujo del sifón carotideo con un flujo que se acerca a la sonda(33). A continuación, para la localización de la arteria cerebral posterior, se inicia desde el punto de la TICA y se dirige el transductor ligeramente hacia posterior y caudal a una profundidad de 70mm, lo que evidencia un flujo positivo (correspondiente a P1) y, siguiendo este flujo hacia posterior a una profundidad de 80 mm, es posible identificar un flujo que se aleja del transductor que corresponde a P2(33). La VMF normal de la ACP está en el rango de 42-53cm/s (22,25). Este proceso se debe repetir en el lado contralateral. En la figura 15 se ilustra la representación espectral de los vasos intracraneales.

Pasando a la ventana transorbitaria a una profundidad aproximada de 80mm es posible identificar el sifón carotideo con un flujo que puede ser positivo o negativo dependiendo de la porción del vaso que se esta insonando. Su localización puede variar entre 60-80mm desde el transductor. En esta misma ventana, con una orientación hacia craneal y medial y a una profundidad cercana a 40mm, es posible identificar la AOF con una dirección de flujo hacia la sonda del US. Este vaso presenta perfil de alta resistencia, en contraste a los vasos intracraneales (7-9,35).

Para la exploración de la ventana transforamidal el paciente se coloca, si es posible, en posición sentada o en decúbito lateral, con el cuello en flexión, acercando la barbilla al pecho. El transductor se coloca en la línea media por debajo de la prominencia occipital (2,5cm aproximadamente) y en dirección hacia la nariz(33). El estudio inicia a una profundidad de 55mm, angulando la sonda ligeramente hacia lateral para encontrar un flujo que se aleje del punto de exploración. Este corresponde a alguna de las arterias vertebrales. Al incrementar la profundidad, incluso hasta 120mm, es posible identificar el flujo de la arteria

basilar con la misma dirección de flujo (7,35). Las tasas de detección de flujo en esta ventana son peores que las obtenidas con la ventana temporal.

En cuanto a la ventana submandibular o transcervical se debe valorar con ultrasonido dúplex, a pesar de ello, es posible valorar con DTC convencional al colocar el transductor por debajo del ángulo de la mandíbula medial al músculo esternocleidomastoideo orientado hacia arriba, a una profundidad que puede ir entre los 40 y 50mm. Se obtiene un flujo de baja resistencia, el cual corresponde a la porción distal extracraneal de la ACI. Debe diferenciarse del flujo de la arteria carótida externa, debido a que esta última presenta un patrón de flujo de alta resistencia(35).

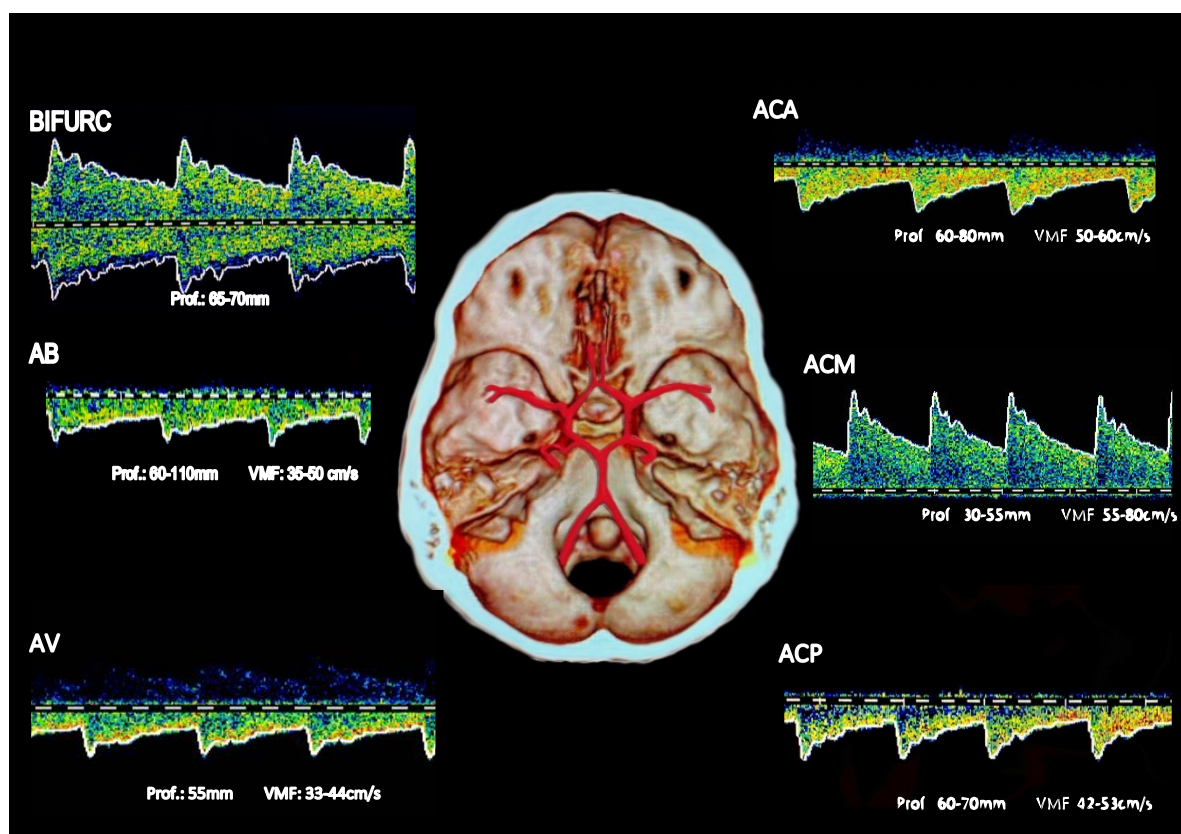


Figura 15. Representación espectral de vasos intracraneales

Técnica de exploración dúplex

En lo que respecta a la valoración con dúplex, de la misma manera en la que se localiza la ventana transtemporal en DTC convencional, se coloca el transductor con la marca hacia el epicanto del ojo. Se debe identificar inicialmente el hueso temporal propiamente dicho, tanto del lado de exploración, como el lado contralateral (localizadas aproximadamente a 1cm y entre 14-16cm de profundidad, respectivamente). Ambos se visualizan como una señal lineal hiperecogénica.

La siguiente estructura por identificar es el mesencéfalo. Se encuentra en la porción central como una estructura hipocogénica que semeja una mariposa/corazón por la presencia de los pedúnculos cerebrales (figura 16.A). y, en un plano un poco más craneal, se puede identificar el tálamo. En seguida la próxima estructura a identificar corresponde al tercer ventrículo, una estructura delgada lineal hipocóica medial, con paredes delgadas hiperecogénicas (ver figura 16. B). Con la visualización de ambos huesos temporales, el tercer ventrículo se debe ubicar exactamente en el punto medio (una profundidad de 6-8cm). Una vez ubicadas estas estructuras, se tienen las herramientas necesarias para que, al activar el flujo codificado por color alrededor del mesencéfalo, se logre identificar la vasculatura del polígono de Willis (Ver figura 16.C). Después de haber sido realizado, se utiliza la herramienta Doppler pulsado sobre el vaso de interés, para la obtención de los parámetros hemodinámicos de cada uno de los vasos que lo conforman. Por medio de la grafica espectral y su análisis de flujos, se obtienen los parámetros buscados como se muestran en la figura 9.

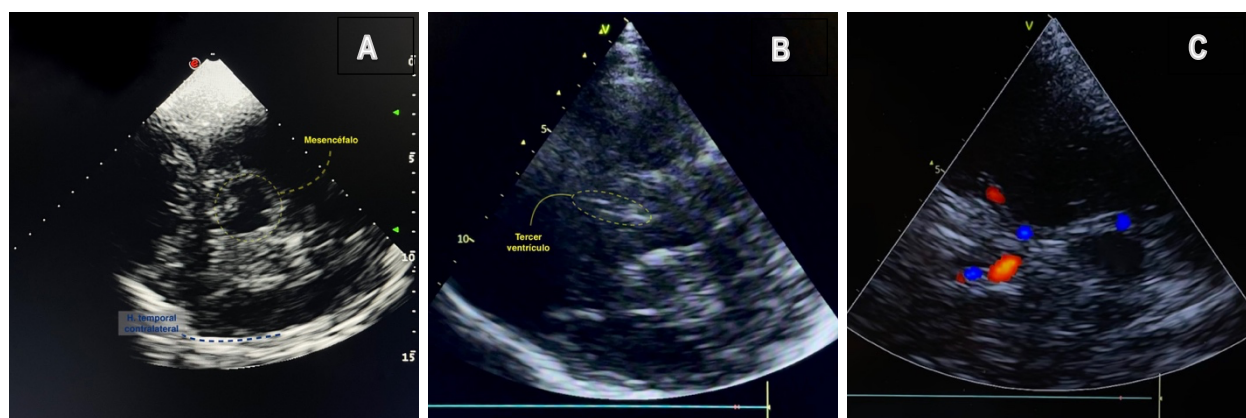


Figura 16. Visión anatómica de dúplex mesencéfalo (A), tercer ventrículo (B) y Doppler codificado por color de polígono de Willis (C)

Medición de la vaina del nervio óptico

Esta medición se realiza con ultrasonido convencional, utilizando un ultrasonido lineal de 7.5MHz. El paciente se coloca en decúbito supino, con la cabecera elevada a 20-30 grados. Sobre el párpado superior cerrado se aplica una capa generosa de gel de ultrasonido y se coloca el transductor de forma transversal sobre la cara temporal del globo ocular, con el fin de disminuir el movimiento del ojo. Posteriormente se logra identificar el nervio óptico como una estructura hipocogénica lineal posterior al globo ocular. Usualmente se identifica con facilidad debido a su estructura compacta con bordes muy bien definidos. La medición del diámetro debe realizarse 3mm posterior al globo. Se consideran normales los valores menores a 6mm

(36,37). La medición correcta se realiza entre el borde externo hiperecogénico del espacio subaracnoideo (ver figura 17).

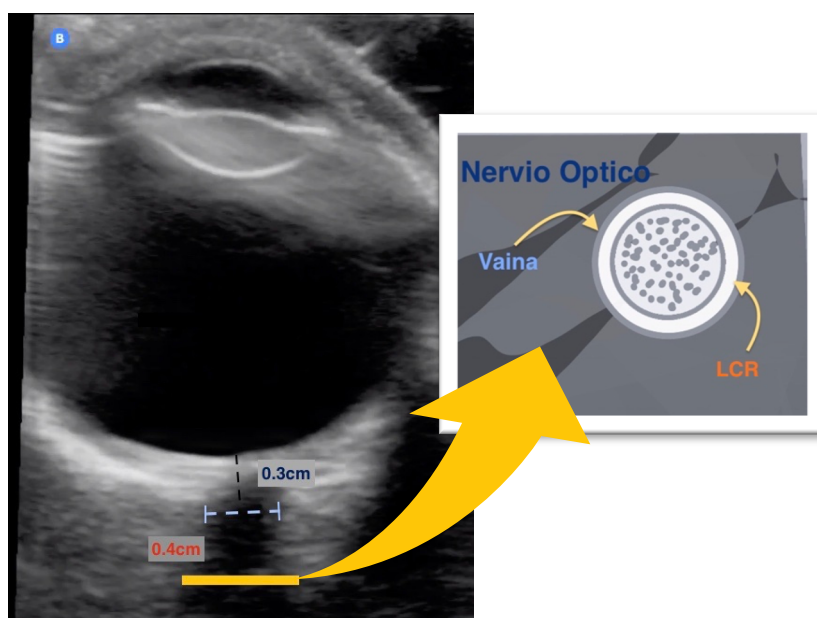


Figura 17. Medición de nervio óptico y representación de vaina con LCR (líquido cefalorraquídeo)

Compresión carotídea

La maniobra de compresión carotídea común produce variaciones hemodinámicas que evalúan el estado y configuración del polígono de Willis, así como estiman la capacidad de flujo colateral. Sin embargo, debe quedar claro que no se realiza de manera rutinaria y es necesaria la realización de un estudio dúplex que descarte la presencia de placas de ateroma o disección en el sitio de compresión. La respuesta esperada para algunos de los vasos ipsilaterales se resume en la tabla 1 entre lo que se espera una disminución de flujo en la ACI, sífon carotídeo, ACM y ACA. En esta última podría apreciarse una inversión de flujo en caso de presentar una ACoA funcional. En cuanto a la primera porción de ACP podría observarse un aumento del flujo. Al igual que en las ACI y ACA contralaterales a la compresión (38).

Tabla 1. Resumen de características hemodinámicas de vasculatura cerebral. Modificado de (35).

Arteria	Ventana	Profundidad (mm)	Dirección flujo	VSP (cm/s)	VMF (cm/s)	VD (cm/s)	IP	Respuesta a compresión carotidea
ACM	Transtemporal	30-55	+	90-110	55-80	35-55	0.81-0.97	Disminuye
ACA	Transtemporal	60-80	—	80-90	50-60	30-40	0.72-0.92	Sin variación o disminuye
ACP								
P1	Transtemporal	60-70	+	66-81	42-53	26-33	0.78-0.97	Sin variación o aumenta
P2		80	—					---
ACI Sifón carotideo	Transorbitaria Transtemporal	60-80 55-65	+/- +	---	30-52	---	---	Disminuye
ACI extracraneal	Submandibular	40-60	—	---	28-46	---	---	Disminuye
ACE	Submandibular	40-60	—	---	---	---	---	Disminuye
AOF	Transorbitaria	40	+	---	20-30	---	>1.2	Disminuye
AV	Suboccipital	55	—	52-66	33-44	22-31	0.78-0.94	---
A. basilar	Suboccipital	60-110	—	54-74	35-50	23-34	0.77-0.95	---

+ (positivo), flujo que se acerca al transductor; — (negativo), flujo que se aleja del transductor.

Características e interpretación de señales obtenidas y conceptos fundamentales

El registro y análisis del gráfico espectral del DTC es el objetivo principal de esta herramienta. Se menciona que no se debe confiar solamente en la primera señal obtenida, a pesar de que parezca tener una calidad adecuada. Lo ideal es buscar el sonograma de mayor ganancia y relación señal/ruido.

Se recomienda seguir el curso de las arterias cambiando ligeramente a la angulación de insonación, manteniéndola aplicada en la misma ventana, siempre que sea posible hasta explorar todos los segmentos vasculares de dicho sitio de exploración.

Existen algunos factores que pueden influir en las variaciones de las velocidades medidas y los índices, por lo que es de relevancia tomarlo en cuenta al momento de interpretar los valores obtenidos. Condiciones clínicas como edad avanzada, hiperviscosidad, deshidratación, bajo gasto cardiaco y presión arterial baja pueden disminuir la velocidad de flujo. Por el contrario, situaciones como reducción del área del vaso (aterosclerosis o vasoespasmo), así como también hiperemia, fiebre, hipervolemia, aumentos de presión arterial, hipercapnia y anestésicos inhalados pueden producir un aumento (35).

Representación gráfica del flujo

A continuación, se representa un gráfico en el cual refleja la velocidad del flujo sanguíneo (eje Y) en relación con el tiempo (eje X) (ver figura 18). En él se pueden diferenciar las fases del ciclo cardiaco representadas en la onda de velocidad donde la sístole consta de una fase inicial ascendente hasta alcanzar el pico de velocidad máxima y culmina con la escotadura dicótica, que representa el cierre de la válvula aórtica. A partir de este punto se grafica la velocidad del flujo en diástole, que termina con el ascenso sistólico del siguiente ciclo (1). El movimiento en esta fase es impulsado por la elasticidad de los vasos y el efecto subsecuente de desplazamiento sanguíneo, el cual mantiene un flujo constante cerebral persistentemente positivo; es decir, nunca llega a cero. Por su parte, el flujo sistólico es generado por la contracción miocárdica. El valor registrado para la diástole corresponde a la velocidad al final de este periodo, como se señala en la figura 18, mientras que el valor de sístole se registra en su punto más alto (pico sistólico).

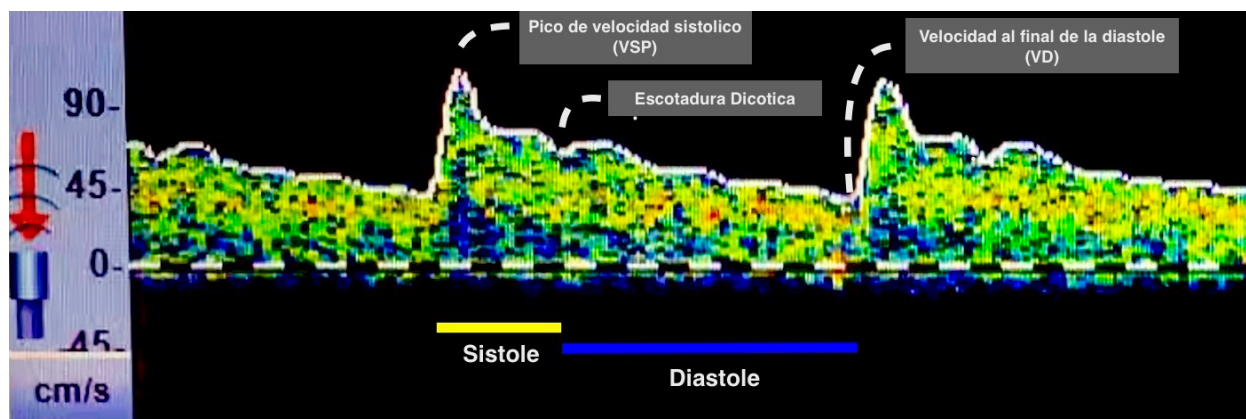


Figura 18. Representación gráfica espectral Doppler de ondas de flujo sanguíneo transcraneal y relación con ciclo cardiaco

Las señales que se dirigen hacia el transductor se grafican de la línea cero hacia arriba (positivas), mientras que las que se alejan, se grafican por debajo de ese punto (negativas) (ver figura 15).

Índices de velocidad

Los índices básicos ya mencionados son VSP, VD y VMF, y son calculados automáticamente por el sistema. Sin embargo, no siempre se logra obtener una envolvente de onda lo adecuadamente delimitada, en ocasiones debido al ruido graficado, por lo que se debe marcar de forma independiente VSP y VD sobre el espectro. La velocidad de flujo medio se calcula de la siguiente manera:

$$VMF = \frac{VSF + VD \times 2}{3}$$

Índices de impedancia

- Índice de resistencia: Hace referencia a la resistencia de la pared arterial al flujo de sangre. Es conocido también como Índice de *Poucelot*. El valor normal de este índice se encuentra entre 0.4-0.7 (31).
- Índice de pulsatilidad: este valor describe la relación del flujo en diástole con el flujo presentado en sístole. Refleja el grado de resistencia al flujo de las arteriolas. Se modifica como consecuencia del aumento de la PIC y el efecto sobre las arteriolas o por enfermedad propia de estos vasos. El valor normal de este índice en vasos intracraneales se encuentra entre 0.6 y 1.1. Puede verse aumentado también con la edad o la hipertensión arterial sistémica.

El cálculo de estos índices se realiza mediante las siguientes formulas (31):

Índice de pulsatilidad

$$IP = \frac{VSP - VD}{VMF}$$

Índice de resistencia

$$IR = \frac{VSP - VD}{VSP}$$

Variaciones espectrales

Es posible además obtener información relacionada a la forma de la curva espectral, como se mencionó anteriormente, el ascenso de velocidad sistólico está impulsado por la contractilidad miocárdica y la presión sanguínea, por tanto las obstrucciones entre ventrículo izquierdo y la arteria estudiada por Doppler pueden producir un aplanamiento de la curva hacia la derecha; por otro lado, la caída de la velocidad de flujo sistólica cambia en relación con la resistencia distal del territorio irrigado. Por tanto, es posible diferenciar patrones de onda de alta resistencia. De igual manera, el flujo diastólico se puede ver afectado disminuyendo en forma considerable y, en patologías como estenosis severas u oclusión distal de ACI o muerte encefálica, podría incluso llegar a invertirse a un flujo negativo.

Aliasing

Este fenómeno se puede encontrar en situaciones en las cuales se valoran vasos con velocidades muy altas, por ejemplo, en los casos de vasoespasmo severo. Este artefacto se debe a una menor velocidad de repetición de pulsos del ultrasonido respecto a la velocidad del flujo del vaso de interés. Esta condiciona una velocidad de muestreo menor a la velocidad de objeto reflector, por lo que las señales obtenidas podrían interpretarse como artefactos o flujo negativo. Para evitar lo anterior, se debe contar con al menos una relación de frecuencia de repetición de pulsos de al menos dos veces mayor a la frecuencia de la señal reflejada. De lo contrario, se podría interpretar esta artefacto como variación espectral (25).

Flujo venoso

Es posible, también, identificar el flujo venoso a nivel de la vena basal de Rosenthal en línea media, así como el flujo de la vena cerebral media, la cual se ubica en la misma localización de la arteria del mismo nombre. A diferencia del flujo arterial, estos vasos presentan un movimiento de sangre de baja pulsatilidad que no se diferencia de forma clara del pico sistólico y diastólico, más bien, se observa como un senoide o banda continua de flujo (23).

Para la detección del flujo venoso es necesario disminuir o apagar el filtro del sistema, aumentar ganancia y, en dúplex, disminuir la frecuencia de repetición de pulsos.

Capítulo 3

Aplicaciones del Doppler transcraneal

Ahora que ya se han analizado los parámetros físicos que rigen el funcionamiento del ultrasonido, la anatomía de los vasos de interés, y los conceptos técnicos y la metodología de exploración de las técnicas DTC convencional y DTCC, así como la técnica de exploración, registro e interpretación de datos, es posible aplicar estas habilidades a los contextos clínicos de relevancia.

Estimación de presión endocraneal

La PIC es una representación compleja de los cambios de volumen de los diferentes componentes en esta cavidad. Clásicamente, la doctrina de Monro-Kellie indica que la suma de todos estos volúmenes se mantiene constante. A pesar de no ser exacto en el 100% de los casos, sus componentes sí se mantienen en continua variación. Tanto los cambios rápidos, como los larvados de la PIC, se deben a las diferencias de volumen de sus componentes: sangre arterial y venosa, LCR, tejido cerebral (edema); agregando también, en estados patológicos lesiones de espacio ocupantes (sangrado/hematoma, tumores o abscesos, por ejemplo). Es crucial identificar estos componentes como estrategia para combatir la hipertensión intracraneal dependiendo del mecanismo fisiopatológico del componente que se encuentra elevado (39,40).

La perfusión cerebral se mantiene debido al equilibrio entre presión arterial y PIC, y los mecanismos de autorregulación cerebral. Puesto que la PPC se obtiene de la resta de presión arterial media menos PIC, los mecanismos de autorregulación aseguran un flujo sanguíneo constante dentro de un rango amplio de PPC, asumiendo un adecuado funcionamiento de estos mecanismos en condiciones normales. No obstante, una vez extenuados los mecanismos de regulación (usualmente mayores a 20mmHg de PIC), los aumentos de volumen producen rápido incremento de PIC, que pueden llevar a disminución de flujo sanguíneo e isquemia cerebral, y lesión irreversible encefálica (40).

Debido a esto, el monitoreo es esencial para el manejo correcto de múltiples de estas patologías que presentan afectación neurológica puesto que puede llevar a la letalidad. El método estándar de oro para valoración de este parámetro fisiológico corresponde a la medición invasiva por medio de colocación de catéter interventricular y conexión por medio de un transductor de presión al monitor. No obstante, este método de monitoreo requiere procedimientos invasivos que acarrearán riesgos inherentes, como lo son las hemorragias, los hematomas y las infecciones (40,41).

Existen diversas metodologías no invasivas de neuromonitoreo, las cuales son útiles para la vigilancia de la perfusión cerebral. Cabe rescatar que los mecanismos no invasivos no sustituyen a la medición invasiva de la PIC como el estándar. A pesar de lo anterior, es posible obtener información confiable sin los riesgos que conllevan los procedimientos invasivos, lo que permite guiar la práctica clínica (42).

En cuanto al monitoreo de PIC, se ha descrito la utilización de técnicas de imagen como TAC, la resonancia magnética, ultrasonido ocular con determinación de diámetro de vaina del nervio óptico, fundoscopia, tomografía de coherencia óptica, así como los estudios dinámicos dentro de los que se incluyen el Doppler transcraneal, potenciales evocados visuales y espectroscopía cercana a infrarojo (NIRS, por su siglas en inglés Near-infrared spectroscopy) (43). Sin embargo, no todas estas técnicas son herramientas tan accesibles en el contexto clínico, porque el equipo es de mayor complejidad, la exposición a radiación o la necesidad de transporte del paciente. Además, algunas de estas, como es el caso del NIRS, solo es capaz de correlacionar con la una tendencia de PPC que se podría correlacionar con la tendencia de la PIC; mientras que las modalidades como el ultrasonido ocular y DTC/DTCC han demostrado tener una alta sensibilidad y especificidad en la predicción de elevaciones de PIC clínicamente significativas (43). En lo que concierne a esta investigación, se valorará la exploración por ultrasonido del nervio óptico y el uso del DTC/DTCC para la evaluación de PIC.

Ultrasonido oftálmico

El nervio óptico es considerado una extensión del sistema nervioso central. La característica que permite la correlación de la medición del diámetro de su vaina con la presión intracraneal se debe a que la vaina, específicamente, es una extensión de la duramadre del cerebro y el espacio subaracnoideo en medio se encuentra lleno de LCR, lo que conecta ambos compartimentos (ver figura 17). Debido a su distensibilidad, la fluctuación de la presión del LCR produce variación en el volumen en el compartimento retrobulbar (44). La técnica de medición se mencionó anteriormente con la utilización de una sonda lineal de 7.5MHz de frecuencia.

La confiabilidad y validez de la estimación de PIC por este método no ha sido completamente establecida. Sin embargo, los valores que se describen usualmente se encuentra con un valor de corte de 0.6cm para una PIC mayor de 20mmHg (37). El aumento de los valores de corte y la asociación con otras formas de medición por ultrasonido, como la medición del flujo venoso en el seno recto, provee una mayor correlación pronóstica (24,37,44).

Estimación de PIC por DTC/DTCC

El análisis de las ondas de velocidad de flujo sanguíneo cerebral para la estimación de la PIC deriva de la relación de la presión sanguínea en los vasos arteriales con sus paredes complacientes. El aumento de la PIC va a afectar la velocidad de flujo medida por DTC, lo que produce cambios en la forma de la onda, como por ejemplo una disminución de la velocidad en diástole y mayor pico sistólico con un índice de pulsatilidad más alto.

Asociado a estos hallazgos, se han propuesto múltiples metodologías para la medición de la PPC y la PIC. Las diversas fórmulas para calcular la presión intracraneal se presentan a continuación. Estas realizan estimaciones usando los parámetros derivados del análisis de las ondas de flujo mencionados en la sección anterior. Básicamente se pueden separar estos métodos en tres grupos:

1. derivados del IP o IR obtenido por DTC/DTCC,
2. basados en la estimación de PPC y cálculo subsecuente de PIC, y
3. métodos basados en la asociación matemática de velocidad de flujo cerebral y la presión arterial.

La mayoría de ellas presenta una adecuada correlación con la PIC real, a pesar de no ser completamente exactas en relación con los valores reales, son una adecuada alternativa cuando la medición invasiva se encuentra contraindicada, como método de tamizaje, o bien, en el seguimiento de la evolución clínica y respuesta a las intervenciones de tratamiento (24).

Fórmulas de cálculo de estimación de PIC:

Klingelhofer(31,45):

$$PIC = PAM \times \frac{IR}{VMF}$$

Utilizando IP(46,47):

$$PIC = 4.47 \times IP + 12.68\text{mmHg}$$

Czosnyka, et al(46,48):

$$PIC = PAM \times \left(1 - \frac{VD}{VMF}\right) - 14\text{mmHg}$$

Varsos, et al. (46,49):

$$PPC = PAM \times \left[0.734 - \frac{0.266}{\sqrt{(RVC \times Ca \times \text{Frec. cardiaca} \times 2\pi)^2 + 1}} \right] - 7.026 \text{ mmHg}$$

De las formulas presentadas previamente, las basadas en el IP han sido ampliamente debatidas debido a los múltiples factores que pueden afectar a este valor, además de la PIC, como lo son la presión arterial o la reactividad vascular, por ejemplo. Por su parte, la desarrollada por Czosnyka, et al. no se basa en este parámetro y ha demostrado una muy buena correlación con la PIC real, como asimismo de una alta sensibilidad y especificidad (32,46). Los métodos matemáticos pueden resultar más elegantes, a pesar de presentar correlación significativa, también se tornan muy complejos o sofisticados para la clínica práctica diaria, por lo que son relegados a la investigación (32).

En cuanto a la comparación del uso de DTC o el DTCC para detección de hipertensión intracraneal, no se ha demostrado diferencia significativa entre las dos modalidades(50).

Muerte encefálica

La muerte encefálica se describe como pérdida completa e irreversible de la función cerebral, lo cual se corrobora con la exploración clínica adecuada que demuestre un coma, la ausencia de reflejos del tallo cerebral y apnea; así como el apoyo de las pruebas auxiliares. Este es uno de los diagnósticos de mayor importancia clínica debido a las implicaciones legales y posibilidad de inclusión en un programa de donación de órganos. Si bien los protocolos de diagnóstico de muerte encefálica varían dependiendo de la región geográfica, el Proyecto mundial de muerte cerebral (The world brain death proyect), con el fin de unificar el criterio y las recomendaciones en esta patología, establece las pautas para su diagnóstico preciso (51). En ellas se incluye:

1. Ausencia de respuesta o conciencia a la máxima estimulación externa. Incluyendo noxas visuales, auditivas y estimulación táctil en ausencia de drogas depresoras del SNC y patologías que simulen muerte cerebral.
2. Ausencia de reflejo pupilar con pupilas fijas a tamaño medio o dilatadas.
3. Ausencia de reflejos: corneal, óculo-cefálico y óculo-vestibular.
4. Ausencia de movimientos faciales con estimulación nociva.
5. Ausencia de reflejo nauseoso a la estimulación faríngea bilateral.
6. Ausencia de reflejo tusígeno a la succión traqueal profunda.

7. Ausencia de movimiento mediado por cerebro a estímulo nocivo en extremidades.
8. Ausencia de respiraciones espontáneas al examen clínico cuando se realiza la prueba de apnea alcanzando un pH <7.30 y una $\text{PaCO}_2 \geq 60\text{mmHg}$.
9. Si la exploración clínica no puede ser completada, las pruebas auxiliares pueden ser consideradas con estudios de flujo cerebral o electroencefalografía.

Las pruebas auxiliares en el diagnóstico de muerte encefálica que evalúan la actividad cerebral (electroencefalografía) pueden incluir artefactos o, también, verse afectadas por cambios metabólicos y drogas. Entre los métodos que evalúan el flujo sanguíneo cerebral, la angiografía cerebral es considerada el estándar de oro. Entre las limitaciones de esta prueba se encuentran la necesidad de movilización del paciente fuera de su unidad, el costo y la necesidad de uso de medio de contraste. En contraparte, la sonografía que utiliza DTC/DTCC es una herramienta que también evalúa el flujo a nivel encefálico. Esta es barata, puede ser realizada al pie de la cama del paciente y no requiere uso de medio de contraste opaco (entre otras de sus ventajas ya mencionadas); por lo tanto, representa un método confiable en la detección de arresto circulatorio cerebral (52,53). Diferentes estudios han reportado una sensibilidad de hasta 89%, con una especificidad del 98% para el uso de DTC como técnica auxiliar. A pesar de las limitaciones de la valoración ultrasonográfica, es una de las técnicas más adecuadas cuando la condición clínica o medicamentos hacen de la exploración clínica poco adecuada (54).

El arresto de la circulación cerebral se describe como el estado final en la evolución de una hipertensión intracraneal no tratada o refractaria a tratamiento. El flujo de sangre a nivel de los vasos cerebrales en condiciones normales es continuo, como se mencionó anteriormente, acelerándose con la sístole y un flujo que disminuye en diástole sin llegar a cero. El descenso de la PPC se acompaña de cambios característicos, por tanto, si se aumenta la PIC, se aumenta la resistencia vascular al paso de sangre y como respuesta cardiogénica, se aumenta la contracción miocárdica que genera un aumento de la velocidad de flujo sistólico (55). Esta condición se acentúa conforme continúa en ascenso la PIC. Posteriormente, mayores aumentos de presión dentro de la bóveda craneana producen una disminución de las velocidades, tanto en sístole como diástoles, con un mayor grado en esta última fase. En el momento en que la PIC alcanza los valores de presión arterial diastólica, se produce un flujo reverberante en diástole. En continuum, en el momento en el que se iguala el valor de PAM, solo es posible observar picos sistólicos y si alcanza el límite de presión sistólica, no es posible evidenciar flujo alguno (52,55). Esta progresión se representa en la

figura 19, los patrones aceptados como diagnóstico de muerte encefálica son tres: flujo reverberante, picos sistólicos y ausencia de flujo en donde previamente se hubiese registrado.

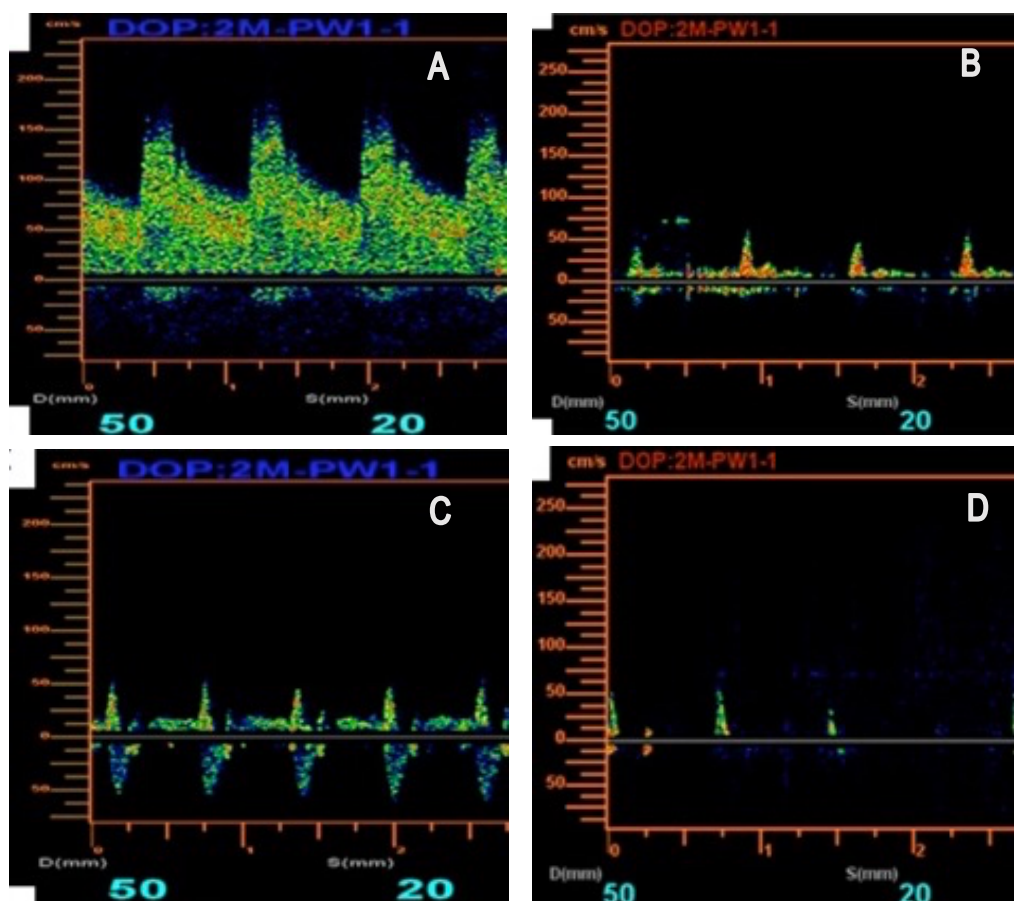


Figura 19. Patrones de espectro doppler en Arresto de circulación cerebral. A) Flujo normal, B) Disminución de velocidades con una mayor disminución del flujo diastólico, C) Flujo reverberante, D) Solo picos sistólicos.

Modificado de (53)

Para la valoración con validez debe mantenerse al paciente con parámetros hemodinámicos adecuados. Esto quiere decir que se deben realizar con presiones arteriales mayores a 90/50mmHg con PAM mayor o igual a 60mmHg. Además, se deben explorar los tres sectores: en la ventana temporal de forma bilateral, arterias cerebrales derecha e izquierda; y en la ventana suboccipital la arteria basilar o ambas arterias vertebrales. El registro debe mantenerse por al menos 30 segundos y el estudio debe ser repetido con al menos 30 minutos de diferencia(55).

DetECCIÓN DE VASOESPASMO EN HSA

La hemorragia subaracnoidea (HSA) en ausencia de trauma, es generada en su mayoría por la ruptura de un aneurisma intracraneal. A pesar de representar menos de un 5% del total de ECV, es responsable de la pérdida de una gran cantidad de años productivos en población que los sufre (56). Este padecimiento puede presentar complicaciones importantes y el curso de manejo clínico se puede dividir en dos fases: 1) desde el tiempo del evento hasta el manejo del aneurisma (resolución quirúrgica/endovascular), y 2) desde el aseguramiento de aneurisma hasta 10-14 días posterior a la ruptura (56).

La primera fase se enfoca en la resucitación neurológica y estabilización del paciente. Mientras que la segunda tiene como meta prevención, detección y tratamiento oportuno de lesiones cerebrales secundarias. La complicación de mayor frecuencia y relevancia clínica es el vasoespasmo (se ha reportado hasta en un 70%) y los eventos isquémicos secundarios (57).

El vasoespasmo se define como una contracción sostenida de los vasos sanguíneos. Esta contracción es causada por la liberación de hemoglobina y sus productos de degradación (58). Entre las causas principales de vasoespasmo se encuentran el trauma craneoencefálico y la HSA. Esta contracción consecuentemente acarrea consigo una disminución de flujo sanguíneo cerebral y es lo que podría llegar a generar lesiones isquémicas (59). De acuerdo con las leyes de hemodinámica, la disminución del diámetro del vaso produce un aumento de la velocidad de flujo. Dado a este principio es que es posible documentar, con el uso del DTC/DTCC, velocidades de flujo aumentadas sugestivas de esta complicación incluso antes de la presencia de déficit neurológico, lo cual favorece una intervención oportuna (57,60).

Las velocidades de corte para vasoespasmo varían dependiendo del vaso que se interrogue. No obstante, la mayor confiabilidad para diagnóstico se encuentra con la valoración de la ACM (24,32). Lo anterior se representa en la tabla 2. Se indica que los valores de velocidad media entre 120-200cm/s son compatibles con la presencia de vasoespasmo leve a moderado, lo que representa una disminución de 25-50% de la luz del vaso, para reducciones mayores al 50% corresponde a uno severo, en el cual se observan velocidades medias de flujo mayores a 200cm/s(61).

A pesar de lo expresado anteriormente, una velocidad de flujo aumentada de forma aislada no es suficiente para el diagnóstico de vasoespasmo, ya que se pueden presentar también situaciones como la hiperemia (31). Lindegaard, en su publicación de 1989, propone la utilización de un índice entre las VMF de la ACM y la arteria carótida interna extracraneal ipsilateral como discriminante entre hiperemia o hiperflujo y vasoespasmo (57,62). Este se conoce como Índice de Lindegaard (IL):

$$IL = \frac{\text{VMF de ACM ipsilateral}}{\text{VMF de ACI extracraneana ipsilateral}}$$

Un IL <3 denota hiperemia, un valor entre 3-6 corresponde a vasoespasmo leve a moderado, mientras que un índice >6 hace referencia a uno severo (32,62). De igual manera, se ha extrapolado con una relación de VMF intracraneal y extracraneal para los otros vasos de exploración con valores de corte distintos: >4 para ACA y >2.5 para AB.

Tanto la técnica de exploración Doppler “a ciegas”, como el dúplex codificado por color, han demostrado ser útiles en la evaluación del vasoespasmo. Sin embargo, se ha reportado una mejor sensibilidad con el uso del DTCC (63). Los beneficios de esta técnica sobre el DTC convencional podrían deberse a algunas de las siguientes razones. Primero, en el DTCC se permite la visualización del vaso de interés, por tanto, concede al evaluador la posibilidad de realizar la medición en el punto de mayor aceleración de velocidad de acuerdo con el flujo codificado por color. Asimismo, en DTC convencional es frecuente malinterpretar la fuente de la señal obtenida. Otro beneficio es que, al guiar el estudio con las imágenes ultrasonográficas, es posible realizar estudios más complejos, como un análisis con mayor confiabilidad de las diferentes estructuras vasculares. Por último, como la estimación de la velocidad de flujo es dependiente del ángulo de insonación, la visualización permite mejorar la corrección de dicho valor (24,57). Es necesario destacar que la sensibilidad de ambas técnicas ultrasonográficas es menor que la especificidad para el diagnóstico de vasoespasmo, por lo que no debe ser el único método de detección en los pacientes con alto riesgo (59). Se recomienda la medición de velocidades diariamente en los pacientes en alto riesgo de complicación neurológica, con el fin de guiar las decisiones de tratamiento o necesidad de mayores estudios imagenológicos (24).

Tabla 2. Criterios de vasoespasmo por DTC

Arteria	VMF (cm/s)	VSP (cm/s)	IL (induce intracran/extracran)	Adicional
ACM				
Severo	>200	>300	>6.0	Aumento >50% de VMF basal Aumento de VMF >80cm/s Aumento >21cm/s/24h en los primeros 3 días
Moderado	150-200	>	4.5-5.9	
Leve	120-149	200-250	3.0-4.5	
ACA A1			>4.0	
ACI -	>130	>200	---	
AV/A. basilar	>60	>120	>2.5	

Detección de estenosis

Debido al principio explicado en la sección anterior relacionado con el diámetro del vaso y la velocidad de flujo, es posible identificar sitios de estenosis relevantes a nivel intracraneal. La información descrita para la detección de estenosis por DTC solamente es confiable en estenosis mayores a 50%. Los criterios para estenosis son: 1) segmento de aceleración de la velocidad de flujo, 2) caída de la velocidad de flujo posterior al segmento estenótico, 3) asimetría de flujos en vasos contralaterales (usualmente >30% de diferencia), y 4) alteraciones en el flujo (flujo turbulento o soplos musicales) (7,31). En comparación con la circulación posterior, el estudio ultrasonográfico de la circulación anterior para identificación de estenosis tiene una mayor sensibilidad (31).

Estudio del paciente drepanocítico

La drepanocitosis es una enfermedad condicionada por la mutación de los genes que codifican la cadena beta (β) de la hemoglobina, que resulta en la producción de hemoglobina S, la cual forma polímeros bajo las condiciones de desoxigenación. Esta polimerización homóloga de moléculas de hemoglobina

produce la forma clásica de los glóbulos rojos en esta enfermedad, los cuales, a su vez, aumentan la viscosidad sanguínea y disminuyen la solubilidad. Estos cambios en la estructura del eritrocito resultan en los hallazgos clínicos y físicos de la enfermedad entre los que se encuentran la anemia hemolítica, la crisis vasooclusiva y los daños en múltiples órganos debido a microinfartos.

La principal manifestación cerebrovascular de los pacientes con drepanocitosis son los infartos cerebrales debido a vasculopatía oclusiva. El mayor riesgo de infarto se presenta en las primeras décadas, aunque se logra alcanzar una incidencia de hasta un 11% a la edad de los 20 años. La proliferación intimal de la vasculatura cerebral, ACI intracraneal, ACM y ACA conducen al estrechamiento del vaso, oclusión e infarto. Los pacientes que presentan velocidades de flujo altas a nivel de la porción distal de ACI y de ACM tienen un riesgo significativamente alto de ECV isquémico.

Se ha demostrado que, por encima de 200cm/s de velocidad media en ACM, tienen un riesgo de infarto hasta 70% de complicaciones isquémicas, y el tratamiento de estos pacientes con transfusiones sanguíneas, que disminuyan la concentración de hemoglobina S, ha logrado disminuir este riesgo a menos de un 30%. El seguimiento de estos pacientes con el uso de Doppler transcraneal ha guiado el tratamiento transfusional y ha disminuido el riesgo de lesiones isquémicas cerebrales.

Aplicaciones del DTC en evento cerebrovascular isquémico

Los eventos cerebrovasculares isquémicos representan aproximadamente un 85% del total de eventos cerebrovasculares. Las etiologías de estos eventos son múltiples y en algunas ocasiones no es posible definirla específicamente. La detección temprana de los síntomas y un manejo expedito del evento isquémico son los factores más importantes. Las guías de la American Heart Association/American Stroke Association (AHA/ASA) 2018 de manejo de eventos cerebrovasculares isquémicos recomiendan el uso de imágenes cerebrales con tomografía computarizada sin contraste, con el fin de descartar evidencia de sangrado u otras complicaciones antes de iniciar el tratamiento trombolítico con Alteplasa (rtPA) (64). El uso del ultrasonido no se discute realmente en esta guía.

Múltiples estudios han experimentado la precisión del uso del DTC/DTCC en comparación con la angiografía cerebral y la TAC agiográfica. Se ha demostrado que tiene un papel complementario para diagnóstico en la fase aguda con técnicas de imagen como TAC y RM, principalmente si no se evidencian cambios a nivel tomográfico (65). Por otro lado, tiene gran importancia en el monitoreo, así como detección de estenosis relevantes de vasos intracraneales.

El DTC se ha considerado esencial en la evaluación de la efectividad de recanalización en conjunto con la clínica, dado que no es posible repetir de forma arbitraria los estudios como RM y TAC. Además, puede ser de gran ayuda en la detección del origen del evento isquémico (embólico/no-embólico)(65). Asimismo, con el uso del dúplex codificado por color y el DTC convencional es posible evaluar y evidenciar adecuadamente la perfusión cerebral y monitorizar cambios de presión intracraneal, como también complicaciones como sangrado o desplazamiento significativo de línea media, que será abordado más adelante.

La sonotrombólisis se evaluó también en diferentes ensayos clínicos, en estudio CLOTBUST, se describe la utilidad de esta técnica como un aumento en la canalización arterial inducida por trombolisis intravenosa con activador tisular de plasminógeno con una escala modificada de Rankin menor(66). No obstante, en el último estudio aleatorizado clase III realizado en 2017, no se presentó una mejoría clínicamente significativa en la evolución funcional de los pacientes con el uso de esta terapia. Por este motivo, en la guía actual de AHA/ASA se recomienda en contra de realizar sonotrombólisis por esta falta de beneficio adicional a la trombólisis intravenosa con rtPA(64,67).

Monitoreo de trombólisis





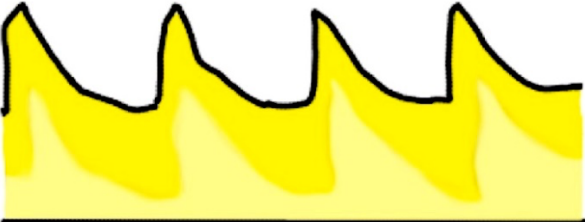
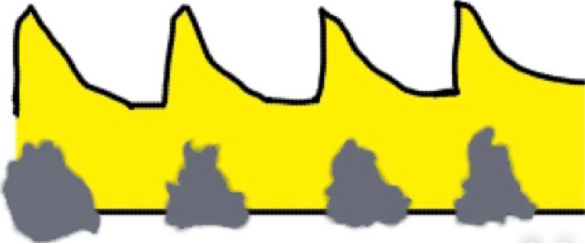

Con el fin de estimar el flujo residual de sangre en el vaso afectado, se desarrolló la clasificación TIBI (de sus siglas en inglés, Thrombolysis in brain isquemia), la cual gradúa el flujo de 0 a 5 dependiendo de la forma de su onda. Entonces, se puntúa como 0 la ausencia de la onda, 1 flujo mínimo, 2 flujo amortiguado, 3 flujo disminuido, 4 correspondiente a un flujo acelerado (hiperémico/estenótico) y 5 normal (1,65). En la tabla 3 se observan los diferentes patrones de flujo asociados a esta clasificación.

El grado de TIBI se ha asociado con pronósticos tanto de recanalización de flujo, como de mejor funcionalidad y mortalidad. Los pacientes con flujos TIBI menores tienen una mayor mortalidad que pacientes con TIBI mayores. En este sentido se describe que quienes presenten un TIBI de 0 ó 1 posterior a terapia con trombolisis, podrían beneficiarse de tratamiento con trombolisis intravascular o trombectomía mecánica (65).

Adicionalmente, es posible identificar la presencia de señales de micro-émbolos en la circulación cerebral de los vasos estudiados. La presencia de una alta cantidad de estas señales podría dirigir hacia la decisión del clínico de un inicio temprano de anticoagulación o antiagregantes plaquetarios y los patrones

de flujo podrían guiar también a la modificación de las metas de presión arterial favoreciendo una adecuada PPC (1).

Tabla 3. Clasificación de TIBI. Modificado de (1)

Categoría	Morfología onda de flujo	Descripción
TIBI 0		Ausente
TIBI 1		Flujo mínimo
TIBI 2		Flujo amortiguado
TIBI 3		Flujo disminuido
TIBI 4		Flujo acelerado (Hiperemia)
		Flujo acelerado (Estenótico)
TIBI 5		Flujo Normal

Detección de émbolos

Los fenómenos embólicos figuran como causa de los eventos isquémicos cerebrales en un 40-80% de los casos (65). Los micro-émbolos pueden ser detectados con el uso de DTC como forma de señales transitorias de alta intensidad y aparecen en la curva de espectro Doppler como una línea vertical que se extiende en ocasiones hasta la línea de base. Su duración es habitualmente corta (10-300ms). Estas señales son unidireccionales, tienen una alta intensidad (>3dB) y poseen un sonido característico (silbido/chillido) generalmente al final de la sístole, pero pueden presentarse al azar en el ciclo cardiaco (68). En la figura 20 se muestra un espectro Doppler con detección de un micro-émbolo.



Figura 20. Espectro Doppler con señal de un émbolo. Tomado y modificado de (66)

En general, el origen de los micro-émbolos puede ser variado. Se describe que los émbolos carotídeos causan 10-20% de estos, tanto en infarto, como en isquemia cerebral transitoria. Las embolizaciones cardiogénicas son responsables del 30% y las causas de embolización criptogénica o indeterminada se presenta en un 30%. Las causas más frecuentes de la embolización criptogénica son: fibrilación atrial paroxística, ateromas de arco aórtico y foramen oval permeable (65).

Para la detección de estas señales se realiza usualmente por monitoreo continuo de al menos 30 mins y, habitualmente, se mantiene por 1-2 horas. Es por este motivo que se utiliza un casco, el cual ayuda a mantener el transductor de ultrasonido en la posición deseada y se evalúa el vaso en 2 profundidades simultáneamente para diferenciar entre un émbolo sólido y uno gaseoso. El volumen de muestra generalmente se ajusta entre 5-10mm, lo que incrementa la sensibilidad del estudio (69).

Detección de cortocircuitos de derecha-izquierda

Un cortocircuito de derecha a izquierda se refiere a comunicación de flujo sanguíneo desde las cámaras derechas del corazón hacia las izquierdas sin pasar a través de la circulación pulmonar. La comunicación más frecuente corresponde a la persistencia del foramen oval permeable. Esta estructura es

un orificio que se encuentra entre ambos atrios y funciona como cortocircuito de manera normal durante la vida fetal. Posterior al parto, con el cambio de presiones asociado al funcionamiento de la circulación pulmonar, se invierte el gradiente de presión y la membrana, que cubre el foramen oval, se adhiere y ocluye de forma permanente. No obstante, la patencia de esta comunicación se ha documentado en la vida adulta aproximadamente en un 25% de los casos (70).

La presencia de un foramen oval permeable se ha asociado con ECV isquémico en un alto porcentaje, principalmente en pacientes menores a 55 años y, como se mencionó en párrafos anteriores, es una de las principales causas de infarto criptogénico (60).

La prueba reconocida estándar de oro para detección de un foramen oval permeable es la ecocardiografía transesofágica (ECOTE) con contraste de burbujas realizando una maniobra de Valsalva, la cual brinda información morfológica de esta comunicación. Se ha estudiado el uso del DTC como mecanismo de detección de comunicación de derecha a izquierda con el uso de contraste con burbujas, y ha demostrado tener una muy alta sensibilidad de hasta un 97%, con una especificidad 93%. Se propone que esta disminución de la especificidad se debe a que, para la realización del ecocardiograma transesofágico, es necesario utilizar sedación, por lo que la maniobra de Valsalva no se puede realizar de la manera adecuada. Esto provoca que se den resultados falsos negativos en la exploración con ECOTE, además de la existencia de fístulas arterio-venosas pulmonares. En comparación con ecocardiograma transtorácico la sensibilidad de la sonografía transcraneal es mayor del doble, por lo que elegir la valoración transcraneal como prueba de tamizaje para los pacientes que presentan ECV isquémico criptogénico es razonable.

La metodología para realizar esta prueba es la siguiente (71):

- Se coloca al paciente en decúbito supino.
- Se puede utilizar el casco para monitoreo continuo, en el cual se localizaría la arteria cerebral anterior en la ventana temporal y, en caso de tener una mala ventana, es posible utilizar la ventana transforamidal u suboccipital insonando la AB. Se utiliza una sonda de 2MHz que logre obtener información de 2 profundidades (con 7-10mm de separación entre estos puntos).
- Se canaliza un acceso endovenoso ante cubital con un catéter 20G.
- Se carga una jeringa de 10ml con 9ml de solución salina 0.9% y 1ml de aire acoplado a otra jeringa vacía de 10ml por medio de una llave de 3 vías. Se extraen unos 0.2-0.3ml de sangre en la jeringa vacía y se intercambian los contenidos de ambas jeringas en múltiples ocasiones para obtener una emulsión de micro-burbujas.

- Se administra la solución con micro-burbujas a través del acceso venoso y se realiza un registro basal con el paciente respirando de manera normal. Se repite la inyección de la otra solución con micro-burbujas posterior a una maniobra de Valsalva (administrándose en 1-2 segundos) con registro del flujo de manera continua.
- Es importante estandarizar la maniobra de Valsalva haciendo que el paciente sopla por un periodo de 5-7 segundos por un manómetro hasta alcanzar una presión de 50-60mmHg; o bien, haciéndolo soplar por la base una jeringa de 10ml una vez retirado el émbolo.
- Como comprobación de la eficacia de la maniobra de Valsalva, se debe apreciar una reducción de al menos un 25% de la VMF de la arteria insonada.

En caso de que esta prueba resulte positiva, se observarían y escucharían señales de alta intensidad en el espectro de flujo en el vaso de interés de 7-10 segundos después de la maniobra. Luego de la inyección, y en caso de sospecha de fístula arterio-venosa pulmonar, se debe extender el estudio hasta por 1 minuto. La maniobra de Valsalva favorece el llenado atrial derecho y aumenta la presión en dicha cavidad, por lo que mejora la posibilidad de detección de la prueba incrementando el gradiente de derecha a izquierda (71).

Valoración de desplazamiento de línea media

El tercer ventrículo se encuentra bajo condiciones normales exactamente en medio de la distancia entre ambos huesos temporales, si no es así, entonces, se tiene un desplazamiento de la línea media.

La técnica de medición se realiza usando la ventana transtemporal, se ubica en transductor en posición y se identifican ambos huesos temporales y el tercer ventrículo. Posteriormente, se dibuja una línea que conecte los 2 huesos temporales. Esta línea debería dividir el tercer ventrículo de forma perpendicular. Después, se mide la distancia que existe entre ambos huesos temporales y luego, se obtiene la medida desde el hueso temporal ipsilateral hasta el centro del tercer ventrículo. Si esta última medición no es exactamente la mitad de la distancia entre ambos huesos se debe sospechar de desplazamiento de la línea media (12,27).

Otra forma de evaluar la presencia de desplazamiento de línea media se basa en mediciones bilaterales. Esto consiste en obtener el valor de distancia desde el borde externo del hueso temporal ipsilateral hasta la pared ipsilateral del tercer ventrículo (llamada distancia A) y se toma la misma medición del lado contralateral (distancia B). Para lo anterior, se utiliza la siguiente fórmula (27,36):

$$\text{Desviación de línea media} = \frac{(\text{distancia A} - \text{distancia B})}{2}$$

Valores positivos indican una desviación que se aleja del sitio de medición de la distancia A, mientras que los valores negativos indicarían un desplazamiento hacia el sitio de la medición de la distancia B. Si los valores equivalen a 0, significaría que no hay desplazamiento. Esta técnica solamente sugiere la posibilidad de desplazamiento y, ante sospecha, se deben confirmar los hallazgos con otras modalidades de imagen (generalmente TAC).

Se menciona que si hay un desplazamiento de más de 2.5mm a las 16 horas del evento cerebrovascular isquémico, se correlaciona con un valor pronóstico positivo de 1 para muerte debido a herniación cerebral.

Hidrocefalia

La incidencia de hidrocefalia en los pacientes con antecedente de hemorragia subaracnoidea es frecuente y se debe a la obstrucción del flujo adecuado del LCR secundario a la formación de coágulos en las cisternas basales y el taponamiento de las vellosidades aracnoideas por la fibrina extravasada. Esta consecuencia se puede observar desde un 6 hasta un 67%, relacionada con la magnitud de la HAS. El aumento de volumen a nivel del sistema ventricular favorece el aumento de la PIC y, por consiguiente, es posible observar, por medio de DTC a ciegas, los cambios asociados a este aumento (disminución de velocidad diastólica y aumento de IP) ya descritos.

Con las imágenes obtenidas por dúplex es posible medir la dilatación del tercer ventrículo y los ventrículos laterales con un índice de correlación cercano a 1, con respecto a los estudios topográficos y de RM. Los valores de referencia normales para el diámetro del tercer ventrículo son de $4.8 \pm 1.9\text{mm}$ en pacientes menores de 60 años, y $7.6 \pm 2.1\text{mm}$ en pacientes mayores a 60 años (35).

Estudios indican que, en pacientes con derivación intraventricular, un aumento menor a 5.5mm en el diámetro del tercer ventrículo después de cerrar el drenaje es una indicación para retiro de la derivación con seguridad (24). En contraparte, aumentos mayores o iguales a 5.5mm en este rubro, indican la necesidad de drenaje de líquido espinal (24).

Hemorragia intraparenquimatosa

La utilidad del DTC/DTCC en estos eventos es limitada a los primeros 3-5 días. Lo anterior se debe a que la sangre, en el momento agudo, se observa en la ultrasonografía hiperrefringente y se aprecia de manera bien definida. Sin embargo, posteriormente pasa a contemplarse hipoecoica y resulta difícil de delimitar (35,72). De manera indirecta, es posible correlacionar el volumen del hematoma con la elevación de la PIC. Además, tanto el efecto de masa, como la extensión de sangrado hacia el espacio subaracnoideo, pueden favorecer la presencia de hidrocefalia. Es posible realizar la evaluación y el diagnóstico de hidrocefalia con el uso del dúplex transcraneal. No obstante, la visualización de sangrados pequeños o de localización muy cortical, o una mala ventana ósea temporal, ocasionan que la evaluación sea deficiente para el diagnóstico (36).

El desplazamiento de la línea media y la hidrocefalia fueron abordados anteriormente.

Capítulo 4

Patologías con beneficio del uso de DTC y DTCC en medicina interna

Es importante destacar que la relevancia del uso de esta herramienta, a pesar de presentar un mayor empleo y aplicación históricamente en unidades de cuidado neurocrítico, no se trata exclusivamente de una sola especialidad. Por el contrario, similar al POCUS, forma parte del arsenal para el análisis ultrasonográfico al pie de la cama del paciente. Las publicaciones de su uso a nivel de medicina de emergencias son cada vez más frecuentes, así como en unidades de cuidado crítico general (12,24,32,36,72–74). En este sentido, es posible aprovechar también la información de la hemodinámica cerebral que ofrece el Doppler transcraneal para guiar el manejo de algunos pacientes en los salones de medicina interna y, además, aplicaciones dirigidas a nivel de consulta externa. Estos datos permiten complementar integralmente la visión del paciente, característica que identifica al internista.

Asimismo, el perfil de los pacientes que se encuentran en salones de medicina interna como unidades de cuidado crítico y cuidado neurocrítico no dista en gran medida. Es más, en muchas ocasiones resulta en un continuum en el manejo de pacientes hospitalizados que generalmente sufren un mayor deterioro de su estado basal y traslado hacia estas unidades, en caso de existir cupo disponible. En gran cantidad de ocasiones esta posibilidad de traslado no está disponible de manera inmediata, lo que obliga al internista el abordaje y manejo de complicaciones neurológicas.

El fin de esta revisión es evidenciar la accesibilidad al DTC/DTCC, y la posibilidad de incluirla a la práctica clínica, de la misma manera que se ha hecho con la ultrasonografía cardiaca, pulmonar y abdominal. El fin es traer el tema a discusión para así estudiar y aplicarlo en mayor medida, y obtener adecuada información de una forma rápida y confiable en ciertos pacientes.

En este capítulo, se presenta una serie de situaciones o patologías en las cuales se pretende evidenciar las posibles aplicaciones del DTC/DTCC en el ámbito de medicina interna.

Enfermedad cerebrovascular

La Enfermedad cerebrovascular es la segunda causa de muerte a nivel mundial y continúa siendo una carga importante de discapacidad tanto globalmente, como en Latinoamérica (75,76). Por lo cual es evidente que se trata de una patología altamente frecuente, situación que no es distinta en Costa Rica. El Instituto Nacional de Estadística y Censos ubica esta patología como grupo total dentro de las primeras

cuatro casusas de muerte en los últimos años (77). La Organización Mundial de la Salud y las Naciones Unidas consideran una prioridad la atención, prevención y mejora en el manejo de esta enfermedad, con el objetivo de reducir la carga incapacitante y los costos asociados a la atención (78).

Las hospitalizaciones por esta causa en salones de medicina interna se han reportado en tercer lugar con una alta mortalidad (79). Por tanto, no es infrecuente contar con este tipo de pacientes en las unidades de interés para esta revisión. Como se mencionó en el capítulo anterior, los pacientes podrían beneficiar de un monitoreo y seguimiento con DTC/DTCC. Por ejemplo, es posible monitorear la existencia de desplazamiento de línea media como complicación en eventos cerebrovasculares isquémicos relacionados con el edema: se ha descrito que desplazamientos de línea media mayores a 2.5mm en las primeras 16 horas posterior al evento isquémico presentan una correlación con un pronóstico de muerte de 100% por herniación. De esta manera, se evidencia cómo se puede utilizar como medida pronóstica (65).

Además, en el contexto de un paciente con ingreso por ECV isquémico, que presente un deterioro neurológico y clínico importante, es factible la evaluación de cambios en presión intracraneal y presión de perfusión cerebral. O bien, observar por DTCC la aparición o progresión de un hematoma y cambios en el desplazamiento de línea media en evaluaciones repetidas, podrían clarificar prontamente la posible causa de deterioro y la indicación para una valoración neuroquirúrgica e intervención aprisa, especialmente en circunstancias en las cuales la evaluación por tomografía o medición invasiva de presión intracraneal no se encuentran disponibles de forma inmediata (24,72), como podría ser el caso de hospitales regionales.

Otra de sus utilidades en este tema corresponde a la evaluación de cortocircuitos de derecha a izquierda en pacientes con ECV criptogénico, el cual se puede presentar con mayor frecuencia en pacientes jóvenes. Siguiendo el protocolo detallado previamente, se podría identificar estos defectos con una mayor sensibilidad que con la ecocardiografía transtorácica, para así tratar el defecto, en caso de documentarse, y evitar nuevos eventos.

Por otra parte, en el ámbito de consulta externa, podría ser razonable realizar una evaluación DTC en pacientes con EVC establecida o pacientes con alto riesgo, con el fin de descartar o confirmar la presencia de estenosis significativas que comprometan el flujo cerebral, lo cual confiere un mayor riesgo de evento cerebral isquémico. Esta evaluación da la posibilidad al clínico de dirigir al paciente hacia mayores estudios de imagen e intervenciones para tratar, de forma preventiva, esta patología.

En la misma dirección a lo mencionado en el párrafo precedente, en pacientes con estenosis carotídea asintomática el beneficio de una intervención quirúrgica o intravascular, no se encuentra del todo

esclarecido (80). No obstante, se ha demostrado que la alteración de la reactividad vascular cerebral relacionada con los cambios de dióxido de carbono (CO₂), presenta una clara asociación predictiva con el riesgo ipsilateral de EVC isquémico hasta en un HR 3.69 (81). Como es sabido, la circulación cerebral presenta una serie de mecanismos para la regulación del flujo cerebral. Los principales desencadenantes de los cambios en la vasculatura cerebral son el pH y la presión parcial de CO₂ (82). Con el Doppler transcraneal es posible evaluar los cambios en el flujo cerebral de la arteria cerebral media con las variaciones de concentración de CO₂, ya sea por inhalación de gas al 7% o por test de apnea de 30 segundos (83). Esta prueba es posible realizarla al medir la VMF basal e, inmediatamente posterior al finalizar 30 (entre 10-30) segundos de apnea, el porcentaje de cambio de este valor, dividido por el total de segundos de apnea, corresponde al índice de apnea. Valores de este índice menores a 0.7%/segundo indica una alteración en la reactividad; lo que conferiría un aumento del riesgo de infarto ipsilateral incluso en pacientes con estenosis carotídea asintomática. Por esta razón, podría ser una adecuada prueba de tamizaje de riesgo para manejo quirúrgico de estenosis carotídea de manera preventiva.

Falla hepática aguda

La falla hepática aguda se refiere al síndrome caracterizado por alteración de perfil hepático, coagulopatía y encefalopatía, con etiologías diversas (84). No es infrecuente la hospitalización de pacientes con lesión hepática en medicina interna y con una evolución hacia posible falla hepática. Se describe en estos pacientes hipertensión endocraneal reportada hasta en un 20% de los casos, de los cuales la mitad fallece (84). El monitoreo invasivo de PIC debido a la coagulopatía aumenta de gran medida el riesgo de complicaciones por sangrado, por lo que el DTC como técnica no invasiva, gracias a su adecuada correlación con la PPC y la PIC, ha sido de gran utilidad para el monitoreo y seguimiento de las intervenciones realizadas en estos pacientes (24,84).

Sepsis

En sepsis uno de los órganos que mas sufre es el cerebro. Es un estado patológico complejo, con liberación de múltiples sustancias inflamatorias, estrés oxidativo y alteraciones de la barrera hematoencefálica (85). Se reporta en la literatura una frecuencia de hasta el 70% de encefalopatía asociada a sepsis (85). Los mecanismos fisiopatológicos aún no se encuentran adecuadamente dilucidados. No obstante, si se han descrito alteraciones en la hemodinámica cerebral con una disminución de las resistencias vasculares. Además, en estos casos el DTC podría evaluar las resistencias cerebrales y

optimizar la PPC (24,86). Resulta interesante que en mayores estudios, se hable del impacto de las intervenciones para mejorar este parámetro en el desarrollo de encefalopatía.

Vasculitis

Meningitis tuberculosa

La tuberculosis (TB) es una de las enfermedades de mayor atención en medicina interna. En pacientes con TB meníngea, se puede producir vasculopatía en un alto porcentaje de pacientes (hasta 57%); caracterizada por la disminución del flujo debido a un estrechamiento de los vasos cerebrales, el cual puede llegar a causar lesiones isquémicas en un alto porcentaje de pacientes (87). Con el DTC es posible identificar zonas de estenosis en los vasos principales de la circulación cerebral para diagnóstico y seguimiento, el cual puede ser realizado al pie de la cama del paciente (88). El tratamiento con aspirina en estos pacientes ha evidenciado una disminución de riesgo de aparición de nuevos eventos isquémicos en conjunto con el tratamiento con esteroide. Sin embargo, no ha afectado en la mortalidad (89). Por tanto, este campo podría ser de mayor investigación para el seguimiento, detección y reducción de riesgo de secuelas en pacientes con TB meníngea.

Meningitis bacterianas

Las vasculopatías secundarias a meningitis son frecuentes y pueden estar asociadas a varios mecanismos dentro de los que se incluyen: vasculitis, vasoespasmo o trombosis intra arterial. Es posible identificar zonas de estenosis en estos pacientes de la misma manera en que se identifica el vasoespasmo asociado a hemorragia subaracnoidea, utilizando la técnica DTC/DTCC. Esto permite, de manera fácil y rápida, realizar el diagnóstico y seguimiento al pie de la cama del paciente en salones de medicina interna, a aquellos hospitalizados debido a meningitis.

Se han publicado reportes de casos de detección de vasculitis/vasoespasmo en pacientes con meningitis bacterianas con posterior normalización de velocidades de flujo posterior a medicación con antibióticos adecuados. El DTC/DTCC podría, en estos casos, ser un marcador de detección y seguimiento en el tratamiento de estas condiciones clínicas.

Endocarditis infecciosa

En los pacientes con diagnóstico de endocarditis infecciosa (EI), la presencia de émbolos sépticos forma a parte de los criterios menores de diagnósticos de Duke modificados (90). No obstante, muchos de los pacientes con alta sospecha de endocarditis no cumplen con criterios ecocardiográficos. Comúnmente,

la presencia de émbolos sépticos cerebrales se evidencia dado a las secuelas isquémicas o por lesiones en estudios de imagen (TAC/RMN). Alrededor de la mitad de los pacientes con EI izquierda presentan datos clínicos de infarto cerebral establecido. Sin embargo, se ha descrito hasta un 82% de lesiones asintomáticas cerebrales por neuroimagen. Con el uso de DTC, es posible identificar señales de alta intensidad correspondientes a enfermedad cardioembólica séptica y su hallazgo podría ser la única evidencia y llevar a confirmar el diagnóstico de EI (91).

Asimismo, la documentación de émbolos sépticos cerebrales por DTC se ha asociado con un aumento importante de complicación isquémica subsecuente. Por lo que su uso podría ayudar a segregar a los pacientes con mayor riesgo y que deberían ser manejados con un tratamiento más agresivo; ya sea cirugía valvular o aspiración endovascular de vegetación. El manejo quirúrgico más temprano ha demostrado una disminución en mortalidad y eventos isquémicos, sin embargo, está claro que el riesgo de una cirugía cardíaca es alto por lo que esta herramienta podría funcionar como una estrategia de estratificación.(91)

Dado a lo mencionado anteriormente, tanto el DTC como el DTCC, podrían presentar un beneficio para el tratamiento de los pacientes con sospecha de EI como de estratificación y pronóstico en el manejo de esta enfermedad.

Lupus eritematoso sistémico – Síndrome antifosfolípidos

En pacientes con diagnósticos de Lupus eritematoso sistémico (LES) y síndrome antifosfolípidos (SAF) es frecuente encontrar complicaciones cerebrales, principalmente isquémicas (92). Se ha evidenciado una asociación entre pacientes con ECV isquémico diagnosticados con SAF y la demostración de microémbolos por DTC. Por lo tanto, la presencia de estas señales de alta intensidad podría ser uno de los factores predictivos para ECV isquémico en estos pacientes (93). La exploración sonográfica Doppler cerebral en estudios pequeños ha logrado identificar la presencia de señales embólicas en pacientes con LES, que no cumplen criterios diagnósticos para SAF; lo que podría indicar que estos hallazgos aumentan el riesgo de las complicaciones neurológicas mencionadas. Lo anterior sugeriría la necesidad de uso de anticoagulación en estos casos, con el fin de prevenir eventos isquémicos y secuelas mayores en estos pacientes. Si bien se necesitan mayores estudios para asegurarlo, la exploración DTC podría servir como una prueba de tamizaje en estas enfermedades autoinmunes y valorar la necesidad de anticoagulación, en conjunto con otras pruebas diagnósticas y clínicas.

Muerte encefálica

El retraso que se presenta entre el momento en que se da la muerte encefálica y el tiempo del diagnóstico es una de las situaciones que ralentiza la captación e inclusión de pacientes en el programa de donación de órganos. En Costa Rica, la tasa de donación de órganos cadavéricos es aún baja (6.0 por millón de población en promedio desde 2015-2019) en comparación con las registradas a nivel internacional, como España (94). Lo anterior, en parte, asociado a una baja notificación de donadores potenciales. Si bien el diagnóstico oficial de muerte encefálica se debe realizar por un médico neurólogo o neurocirujano, según lo establecido en el reglamento de la ley 9222 de Donación y Trasplante de Órganos y Tejidos Humanos (95), es posible, al evidenciar por DTC alguno de los patrones asociados a muerte encefálica, activar el protocolo de donación de órganos con la notificación al procurador correspondiente del potencial donante y acelerar el proceso para el diagnóstico propiamente dicho.

Por tanto, el uso de esta herramienta podría mejorar la notificación de potenciales donadores, acortar el tiempo de diagnóstico y, posiblemente, ofrecer un mejor cuidado y condición de los órganos donantes (55). O por otro lado, el cese de intervenciones al paciente en los pacientes no candidatos a donación, descontinuando un tratamiento fútil para su estado. Tomando en cuenta que se trata de una exploración al pie de la cama del paciente, además, presenta el beneficio de que en ciertas condiciones en las que no es posible realizar otras de las pruebas diagnósticas; como lo es la exposición a barbitúricos, se realizaría el diagnóstico con mayor prontitud. Así bien, es de resalta la alta especificidad de esta técnica para arresto circulatorio encefálico en los estudios reportados (97-99%) (52).

Conclusiones

La ultrasonografía cerebral es una técnica de diagnóstico y monitoreo, accesible, de bajo costo, que se puede realizar al pie de la cama del paciente y de la cual se puede obtener información de forma rápida y fidedigna.

Existen dos técnicas de exploración cerebral con ultrasonido DTC y el DTCC, las cuales logran visualizar estructuras intracraneales y evaluar los flujos sanguíneos cerebrales de las principales arterias a través de las ventanas acústicas de exploración (transtemporal, transorbitaria, suboccipital y submandibular).

El ultrasonido cerebral es una herramienta que puede guiar el tratamiento en la evaluación de cambios agudos en pacientes con patologías con afectación neurológica, ya sea cambios en PIC o PPC, valorar y monitorizar vasoespasmo o estenosis de vasos intracraneales, como también la visualización propiamente anatómica en donde es posible el diagnóstico y control de algunos hematomas y, así, determinar si existe desviación de línea media. El ámbito de aplicación del ultrasonido se encuentra en expansión hacia a áreas fuera del cuidado neurocrítico, como unidades de cuidado crítico general, emergencias y aplicable, también, en el campo de la medicina interna. Padecimientos como la hepatopatía crónica o falla hepática con encefalopatía, lesiones espacio ocupantes, meningitis y encefalitis, tuberculosis, síndrome posterior a parada cardiaca, sepsis, endocarditis y el monitoreo de embolización son solo algunos de los ámbitos en los que la aplicación del ultrasonido es posible. Cabe destacar que todos estos padecimientos son frecuentes en salones de medicina interna.

A pesar de las dificultades o limitaciones que pudiera presentar, el DTC/DTCC tiene un gran potencial en el ultrasonido en el punto de atención del paciente similar a su papel en la aproximación cardiaco-pulmonar-abdominal. No obstante, aún es necesario una mayor difusión, investigación clínica, entrenamiento y enseñanza al respecto.

Recomendaciones

En lo que respecta al uso y aplicación del doppler transcraneal existen múltiples posibles aplicaciones en las cuales se podría beneficiar la práctica clínica del internista como se ejemplifico anteriormente. Por lo que el conocerlo, aprender de su funcionamiento, analizar los posibles usos que ofrece e integrarlo a la valoración de pacientes en salones de medicina interna y consulta externa se convierten en una recomendación razonable. Lo que mejoraría el abordaje integral que caracteriza al internista con una herramienta que ofrece un acercamiento a la valoración neurológica además de la exploración física habitual de forma fácil, rápida y accesible; de una manera similar ultrasonografía en el punto de atención del paciente a nivel cardiaco, pulmonar y abdominal; utilizando exactamente la misma herramienta diagnostica, el ultrasonido.

Sin duda alguna se necesita una mayor difusión, y educación en esta materia, así como proyectos de investigación que fomenten la discusión de beneficios del DTC/DTCC en la guía de tratamiento al pie de la cama del paciente en el perfil propiamente de medicina interna.

Sería interesante el poder realizar estudios en algunos escenarios clínicos con esta herramienta en los salones de medicina interna; como podría ser evaluar el beneficio de la exploración con DTC diaria para estimar PIC y PPC en pacientes con diagnostico de HIV y meningitis por criptococos para guiar la necesidad de drenaje de LCR.

Podría estudiarse también el efecto de realizar de manera sistemática la exploración doppler en pacientes con sospecha clínica o diagnostico establecido de EI, con el fin de identificar la existencia de señales de alta intensidad correspondientes a émbolos séptico. Así como también la valoración de esta técnica sonográfica para la identificación de cortocircuitos de derecha a izquierda.

Otras de las posibilidades de investigación seria evaluar las condiciones hemodinámicas cerebrales posterior a parada cardiaca con el fin de documentar adecuada circulación encefálica, la existencia de algún parámetro con asociación ominosa o bien patrones correspondientes a muerte encefálica.

Ante sospecha de lesión irreversible encefálica se debería utilizar el DTC con mayor frecuencia, principalmente en los casos en que se existen efectos de barbitúricos; con el fin de activar los programas de donación de órganos para beneficio de la población costarricense, aumentando y mejorando la captación/canalización de potenciales donantes. O por otra parte, el cese de intervenciones en estos pacientes disminuyendo costos hospitalarios.

Bibliografía

1. Topcuoglu MA. Transcranial Doppler ultrasound in neurovascular diseases: Diagnostic and therapeutic aspects. *J Neurochem*. 2012;123(SUPPL. 2):39–51.
2. Ceriani E, Cogliati C. Update on bedside ultrasound diagnosis of pericardial effusion. *Intern Emerg Med*. 2016;11(3):477–80.
3. Wang Y, Shen Z, Lu X, Zhen Y, Li H. Sensitivity and specificity of ultrasound for the diagnosis of acute pulmonary edema: A systematic review and meta-analysis. *Med Ultrason*. 2018;20(1):32–6.
4. Lohmann H, Ringelstein EB, Knecht S. Functional transcranial doppler sonography. 2006;21:251–60.
5. Coman IM, Popescu BA. Shigeo Satomura: 60 years of Doppler ultrasound in medicine. *Cardiovasc Ultrasound [Internet]*. 2015;13(1):1–3. Available from: <http://dx.doi.org/10.1186/s12947-015-0042-3>
6. Aaslid R, Markwalder TM, Nornes H. Noninvasive transcranial Doppler ultrasound recording of flow velocity in basal cerebral arteries. *J Neurosurg*. 1982;57(6):769–74.
7. Sharma VK, Wong KS, Alexandrov A V. Transcranial Doppler. *Front Neurol Neurosci [Internet]*. 2016;40:124–40. Available from: <https://www.karger.com/Article/FullText/448309>
8. Purkayastha S, Sorond F. Transcranial doppler ultrasound: Technique and application. *Semin Neurol*. 2012;32(4):411–20.
9. Robba C, Cardim D, Sekhon M, Budohoski K, Czosnyka M. Transcranial Doppler: a stethoscope for the brain-neurocritical care use. *J Neurosci Res*. 2018;96(4):720–30.
10. Cardim D, Robba C, Bohdanowicz M, Donnelly J, Cabella B, Liu X, et al. Non-invasive Monitoring of Intracranial Pressure Using Transcranial Doppler Ultrasonography: Is It Possible? *Neurocrit Care*. 2016;25(3):473–91.
11. Sheehan JR, Liu X, Donnelly J, Cardim D, Czosnyka M, Robba C. Clinical application of non-invasive intracranial pressure measurements. *Br J Anaesth [Internet]*. 2018;121(2):500–1. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.bja.2018.04.017>
12. Lau VI, Arntfield RT. Point-of-care transcranial Doppler by intensivists. *Crit Ultrasound J*. 2017;9(1).
13. Chandra A, Li W, Stone C, Geng X, Ding Y. The cerebral circulation and cerebrovascular disease I: Anatomy. *Brain Circ*. 2017;3(June):35–40.
14. Thurlow PC, Andrus JM, Wholey MH. Common cervical and cerebral vascular variants. *Interv Cardiol Clin [Internet]*. 2014;3(1):123–34. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.iccl.2013.09.002>
15. Seeters T Van, Hendrikse J, Biessels GJ, Velthuis BK, Kappelle LJ, Graaf Y Van Der, et al. Completeness of the circle of Willis and risk of ischemic stroke in patients without cerebrovascular disease. 2015;1247–51.
16. Zarrinkoob L, Ambarki K, Wåhlin A, Birgander R, Eklund A, Malm J. Blood flow distribution in cerebral arteries. *J Cereb Blood Flow Metab*. 2015;35(December 2014):648–54.
17. Liebeskind DS, Caplan LR. Intracranial Arteries - Anatomy and Collaterals. *Front Neurol Neurosci*. 2016;40:1–20.
18. Saba L, Raz E. Neurovascular imaging from basic to advanced concepts. Saba L, Raz E, editors. *Frontiers in Neuroenergetics*. New York: Springer; 2016.
19. Nowinski WL, Thirunavuukarasuu A, Volkau I, Marchenko Y, Aminah B, Puspitasari F, et al. A three-

- dimensional interactive atlas of cerebral arterial variants. *Neuroinformatics*. 2009;7(4):255–64.
20. Shapiro M, Raz E, Nossek E, Chancellor B, Ishida K, Nelson PK. Neuroanatomy of the middle cerebral artery: Implications for thrombectomy. *J Neurointerv Surg*. 2020;12(8):768–73.
 21. Cilliers K, Page BJ. Anatomy of the middle cerebral artery: Cortical branches, branching pattern and anomalies. *Turk Neurosurg*. 2017;27(5):671–81.
 22. Chandra A, Li W, Stone C, Geng X, Ding Y. The cerebral circulation and cerebrovascular disease I: Anatomy. *Brain circulation*, 3(2), 45. *Brain Circ*. 2017;(June):35–40.
 23. Schaller B. Physiology of cerebral venous blood flow: From experimental data in animals to normal function in humans. *Brain Res Rev*. 2004;46(3):243–60.
 24. Robba C, Goffi A, Geeraerts T, Cardim D, Via G, Czosnyka M, et al. Brain ultrasonography: methodology, basic and advanced principles and clinical applications. A narrative review. *Intensive Care Med* [Internet]. 2019;45(7):913–27. Available from: <https://doi.org/10.1007/s00134-019-05610-4>
 25. Shriki J. Ultrasound physics. *Crit Care Clin* [Internet]. 2014;30(1):1–24. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ccc.2013.08.004>
 26. Evans DH. Physical and technical principles. *Front Neurol Neurosci*. 2006;21:1–18.
 27. Lau VI, Jaidka A, Wiskar K, Packer N, Tang JE, Koenig S, et al. Better With Ultrasound: Transcranial Doppler. *Chest* [Internet]. 2020;157(1):142–50. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.chest.2019.08.2204>
 28. Cardim D, Robba C, Schmidt E, Schmidt B, Donnelly J, Klinck J, et al. Transcranial Doppler Non-invasive Assessment of Intracranial Pressure, Autoregulation of Cerebral Blood Flow and Critical Closing Pressure during Orthotopic Liver Transplant. *Ultrasound Med Biol*. 2019;45(6):1435–45.
 29. Blanco P, Abdo-Cuza A. Transcranial Doppler ultrasound in neurocritical care. *J Ultrasound* [Internet]. 2018;21(1):1–16. Available from: <https://doi.org/10.1007/s40477-018-0282-9>
 30. Sentenac P, Charbit J, Maury C, Bory P, Dagod G, Greco F, et al. The Frontal Bone Window for Transcranial Doppler Ultrasonography in Critically Ill Patients: Validation of a New Approach in the ICU. *Neurocrit Care* [Internet]. 2020;33(1):115–23. Available from: <https://doi.org/10.1007/s12028-019-00869-3>
 31. Rasulo FA, De Peri E, Lavinio A. Transcranial Doppler ultrasonography in intensive care. *Eur J Anaesthesiol*. 2008;25(SUPPL. 42):167–73.
 32. Bertuetti R, Gritti P, Pelosi P, Robba C. How to use cerebral ultrasound in the ICU. *Minerva Anesthesiol*. 2020;86(3):327–40.
 33. Alexandrov A V. *Cerebrovascular Ultrasound in Stroke Prevention and Treatment*. Second edi. West Sussex, UK: Wiley-Blackwell; 2011.
 34. Scherle M. CE, Suárez JI, Maldonano NJ, Rivero R. D. *Neurosonología Vascular*. Altamira, Venezuela: AMOLCA; 2018.
 35. Blanco P, Abdo-Cuza A. Transcranial Doppler ultrasound in neurocritical care. *J Ultrasound* [Internet]. 2018;21(1). Available from: <https://doi.org/10.1007/s40477-018-0282-9>
 36. Caricato A. Echography in brain imaging in intensive care unit: State of the art. *World J Radiol*. 2014;6(9):636.

37. Lochner P, Czosnyka M, Naldi A, Lyros E, Pelosi P, Mathur S, et al. Optic nerve sheath diameter: present and future perspectives for neurologists and critical care physicians. *Neurol Sci*. 2019;40(12):2447–57.
38. Saqqur M, Khan K, Derksen C, Alexandrov A, Shuaib A. Transcranial Doppler and Transcranial Color Duplex in Defining Collateral Cerebral Blood Flow. *J Neuroimaging*. 2018;28(5):455–76.
39. Czosnyka M, Pickard JD, Steiner LA. Principles of intracranial pressure monitoring and treatment [Internet]. 1st ed. Vol. 140, *Handbook of Clinical Neurology*. Elsevier B.V.; 2017. 67–89 p. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-444-63600-3.00005-2>
40. Chesnut RM. Intracranial Pressure. In: D. Le Roux P, Levine JM, Kofke WA, editors. *Monitoring in neurocritical care*. Philadelphia: Elsevier Inc.; 2013. p. 338–47.
41. Chesnut R, Videtta W, Vespa P, Le Roux P, Menon DK, Citerio G, et al. Intracranial Pressure Monitoring: Fundamental Considerations and Rationale for Monitoring. *Neurocrit Care*. 2014;21(2):64–84.
42. Vinciguerra L, Bösel J. Noninvasive Neuromonitoring: Current Utility in Subarachnoid Hemorrhage, Traumatic Brain Injury, and Stroke. *Neurocrit Care*. 2017;27(1):122–40.
43. Xu W, Gerety P, Aleman T, Swanson J, Taylor J. Noninvasive methods of detecting increased intracranial pressure. *Child's Nerv Syst* [Internet]. 2016;32(8):1371–86. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s00381-016-3143-x>
44. Robba C, Santori G, Czosnyka M, Corradi F, Bragazzi N, Padayachy L, et al. Optic nerve sheath diameter measured sonographically as non-invasive estimator of intracranial pressure: a systematic review and meta-analysis. *Intensive Care Med* [Internet]. 2018;44(8):1284–94. Available from: <https://doi.org/10.1007/s00134-018-5305-7>
45. Klingelhöfer J, Conrad B, Benecke R, Sander D, Markakis E. Evaluation of intracranial pressure from transcranial Doppler studies in cerebral disease. *J Neurol*. 1988;235(3):159–62.
46. Cardim D, Schmidt B, Robba C, Donnelly J, Puppo C, Czosnyka M, et al. Transcranial Doppler Monitoring of Intracranial Pressure Plateau Waves. *Neurocrit Care*. 2017;26(3):330–8.
47. Budohoski KP, Schmidt B, Smielewski P, Kasproicz M, Plontke R, Pickard JD, et al. Non-Invasively Estimated ICP Pulse Amplitude Strongly Correlates with Outcome After TBI. *Acta Neurochir Suppl* [Internet]. 2012;114. Available from: <http://www.springerlink.com/index/10.1007/978-3-7091-0956-4>
48. Czosnyka M, Matta BF, Smielewski P, Kirkpatrick PJ, Pickard JD. Cerebral perfusion pressure in head-injured patients: A noninvasive assessment using transcranial Doppler ultrasonography. *J Neurosurg*. 1998;88(5):802–8.
49. Varsos G v, Koliass A g., Smielewski P, Brady K m., Varsos V g., Hutchinson PJ, et al. A noninvasive estimation of cerebral perfusion pressure using critical closing pressure. *J Neurosurg* [Internet]. 2015;123:638–648. Available from: <http://thejns.org/doi/abs/10.3171/2014.10.JNS14613>
50. Prunet B, Asencio Y, Lacroix G, Montcriol A, Dagain A, Cotte J, et al. Noninvasive detection of elevated intracranial pressure using a portable ultrasound system. *Am J Emerg Med* [Internet]. 2012;30(6):936–41. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajem.2011.05.005>
51. Greer DM, Shemie SD, Lewis A, Torrance S, Varelas P, Goldenberg FD, et al. Determination of Brain Death/Death by Neurologic Criteria: The World Brain Death Project. *JAMA - J Am Med Assoc*. 2020;324(11):1078–97.

52. Kasapoğlu US, Haliloğlu M, Bilgili B, Cinel İ. The role of transcranial doppler ultrasonography in the diagnosis of brain death. *Turkish J Anaesthesiol Reanim.* 2019;47(5):367–74.
53. Li Y, Liu S, Xun F, Liu Z, Huang X. Use of transcranial Doppler ultrasound for diagnosis of brain death in patients with severe cerebral injury. *Med Sci Monit.* 2016;22:1910–5.
54. Chang JJ, Tsivgoulis G, Katsanos AH, Malkoff MD, Alexandrov A V. Diagnostic accuracy of transcranial doppler for brain death confirmation: Systematic review and meta-analysis. *Am J Neuroradiol.* 2016;37(3):408–14.
55. Pardo AV, Cacciatori A, Dorfman B, Heredia C, Llano M, Puppo C, et al. Latin American Consensus on the use of transcranial Doppler in the diagnosis of brain death. *Rev Bras Ter Intensiva.* 2014;26(3):240–52.
56. Rinkel GJE, Greebe P. Subarachnoid Hemorrhage in Clinical Practice in. International S, editor. Vol. 0. Switzerland; 2015.
57. Marshall SA, Nyquist P, Ziai WC. The Role of Transcranial Doppler Ultrasonography in the Diagnosis and Management of Vasospasm After Aneurysmal Subarachnoid Hemorrhage. *Neurosurg Clin N Am* [Internet]. 2010;21(2):291–303. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.nec.2009.10.010>
58. Viski S, Olah L. Use of Transcranial Doppler in Intensive Care Unit. *J Crit Care Med.* 2017;3(3):99–104.
59. Macdonald RL. Delayed neurological deterioration after subarachnoid haemorrhage. *Nat Rev Neurol* [Internet]. 2014;10(1):44–58. Available from: <http://dx.doi.org/10.1038/nrneurol.2013.246>
60. Kalanuria A, Nyquist PA, Armonda RA, Razumovsky A. Use of Transcranial Doppler (TCD) Ultrasound in the Neurocritical Care Unit. *Neurosurg Clin N Am* [Internet]. 2013;24(3):441–56. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.nec.2013.02.005>
61. Willie CK, Colino FL, Bailey DM, Tzeng YC, Binsted G, Jones LW, et al. Utility of transcranial Doppler ultrasound for the integrative assessment of cerebrovascular function. *J Neurosci Methods* [Internet]. 2011;196(2):221–37. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jneumeth.2011.01.011>
62. Lindegaard KF, Nornes H, Bakke SJ, Sorteberg W, Nakstad P. Cerebral vasospasm diagnosis by means of angiography and blood velocity measurements. *Acta Neurochir (Wien).* 1989;100(1–2):12–24.
63. Swiat M, Weigele J, Hurst RW, Kasner SE, Pawlak M, Arkuszewski M, et al. Middle cerebral artery vasospasm: Transcranial color-coded duplex sonography versus conventional nonimaging transcranial doppler sonography. *Crit Care Med.* 2009;37(3):963–8.
64. Powers WJ, Rabinstein AA, Ackerson T, Adeoye OM, Bambakidis NC, Becker K, et al. Guidelines for the early management of patients with acute ischemic stroke: 2019 update to the 2018 guidelines for the early management of acute ischemic stroke a guideline for healthcare professionals from the American Heart Association/American Stroke A. Vol. 50, *Stroke.* 2019. 344–418 p.
65. Finnsdóttir H, Szegedi I, Oláh L, Csiba L. The applications of transcranial doppler in ischemic stroke. *Ideggyogy Sz.* 2020;73(11–12):367–78.
66. Alexandrov A V., Molina CA, Grotta JC, Garami Z, Ford SR, Alvarez-Sabin J, et al. Ultrasound-Enhanced Systemic Thrombolysis for Acute Ischemic Stroke. *N Engl J Med.* 2004;351(21):2170–8.
67. Nacu A, Kvistad CE, Naess H, Øyngarden H, Logallo N, Assmus J, et al. NOR-SASS (Norwegian Sonothrombolysis in Acute Stroke Study): Randomized Controlled Contrast-Enhanced

- Sonothrombolysis in an Unselected Acute Ischemic Stroke Population. *Stroke*. 2017;48(2):335–41.
68. Kargiotis O, Psychogios K, Safouris A, Magoufis G, Zervas PD, Stamboulis E, et al. The Role of Transcranial Doppler Monitoring in Patients with Multi-Territory Acute Embolic Strokes: A Review. *J Neuroimaging*. 2019;29(3):309–22.
 69. Spence JD. Transcranial Doppler monitoring for microemboli: a marker of a high-risk carotid plaque. *Semin Vasc Surg* [Internet]. 2017;30(1):62–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1053/j.semvascsurg.2017.04.011>
 70. Homma S, Messé SR, Rundek T, Sun YP, Franke J, Davidson K, et al. Patent foramen ovale. *Nat Rev Dis Prim*. 2016;2:1–15.
 71. D'Andrea A, Conte M, Riegler L, Scarafilo R, Cocchia R, Pezzullo E, et al. Transcranial doppler ultrasound: Incremental diagnostic role in cryptogenic stroke part II. *J Cardiovasc Echogr*. 2016;26(3):71–7.
 72. Blanco P, Blaivas M. Applications of Transcranial Color-Coded Sonography in the Emergency Department: *J Ultrasound Med*. 2017;36(6):1251–66.
 73. Bouzat P, Oddo M, Payen JF. Transcranial doppler after traumatic brain injury: Is there a role? *Curr Opin Crit Care*. 2014;20(2):153–60.
 74. White H, Venkatesh B. Applications of transcranial Doppler in the ICU: A review. *Intensive Care Med*. 2006;32(7):981–94.
 75. Katan M, Luft A. Global Burden of Stroke. *Semin Neurol*. 2018;38(2):208–11.
 76. Johnson CO, Nguyen M, Roth GA, Nichols E, Alam T, Abate D, et al. Global, regional, and national burden of stroke, 1990–2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. *Lancet Neurol*. 2019;18(5):439–58.
 77. Unidad de Estadísticas Demográficas. Listado de grupos de causa básica de muerte en Costa Rica en el año 2020 [Internet]. Costa Rica; Available from: <http://sistemas.inec.cr:8080/bininec/RpWebEngine.exe/Portal?BASE=VITDEF&lang=esp>
 78. Ouriques Martins SC, Sacks C, Hacke W, Brainin M, de Assis Figueiredo F, Marques Pontes-Neto O, et al. Priorities to reduce the burden of stroke in Latin American countries. *Lancet Neurol*. 2019;18(7):674–83.
 79. Ospina JM, Manrique FG, Ariza NE, Pinzón MT, Arcos FA. Características de la hospitalización en el servicio de medicina interna del Hospital San Rafael de Tunja. *Investig Andin*. 2009;11(19):50–64.
 80. Dharmakidari S, Bhattacharya P, Chaturvedi S. Carotid Artery Stenosis: Medical Therapy, Surgery, and Stenting. *Curr Neurol Neurosci Rep*. 2017;17(10):1–7.
 81. Reinhard M, Schwarzer G, Briel M, Altamura C, Palazzo P, King A, et al. Cerebrovascular reactivity predicts stroke in high-grade carotid artery disease. *Neurology*. 2014;83(16):1424–31.
 82. Boron WF, Boulpaep EL. *Medical Physiology: A Cellular and molecular approach*. Second Edi. Philadelphia: Saunders, Elsevier Inc.; 2018.
 83. Markus HS, Harrison MJG. Estimation of cerebrovascular reactivity using transcranial doppler, including the use of breath-holding as the vasodilatory stimulus. *Stroke*. 1992;23(5):668–73.
 84. Jayalakshmi VT, Bernal W. Update on the management of acute liver failure. *Curr Opin Crit Care*. 2020;26(2):163–70.

85. Velasque Catarina A, Branchini G, Bettoni L, Rodrigues De Oliveira J, Bordignon Nunes F. Sepsis-Associated Encephalopathy: from Pathophysiology to Progress in Experimental Studies. *Mol Neurobiol*. 2021;58:2770–9.
86. Robba C, Crippa IA, Taccone FS. Septic Encephalopathy. *Curr Neurol Neurosci Rep*. 2018;18(12).
87. Wilkinson RJ, Rohlwick U, Misra UK, Van Crevel R, Mai NTH, Dooley KE, et al. Tuberculous meningitis. *Nat Rev Neurol* [Internet]. 2017;13(10):581–98. Available from: <http://dx.doi.org/10.1038/nrneurol.2017.120>
88. Tai MLS, Sharma VK. Role of transcranial doppler in the evaluation of vasculopathy in tuberculous meningitis. *PLoS One*. 2016;11(10):1–11.
89. Rizvi I, Garg R, Malhotra H, Kumar N, Uniyal R. Role of Aspirin in Tuberculous Meningitis: A Systematic Review and Meta-analysis. *Neurol India*. 2019;67(4):993–1002.
90. Wang A, Gaca JG, Chu VH. Management considerations in infective endocarditis: A review. *JAMA - J Am Med Assoc*. 2018;320(1):72–83.
91. Huang G, Johnson LL, Peacock JE, Tegeler C, Davis K, Sarwal A. Transcranial Doppler Emboli Monitoring for Infective Endocarditis. *J Neuroimaging*. 2020;30(4):486–92.
92. De Amorim LCD, Maia FM, Rodrigues CEM. Stroke in systemic lupus erythematosus and antiphospholipid syndrome: Risk factors, clinical manifestations, neuroimaging, and treatment. *Lupus*. 2017;26(5):529–36.
93. Rademacher J, Söhngen D, Specker C, Janda I, Sitzer M. Cerebral microembolism, a disease marker for ischemic cerebrovascular events in the antiphospholipid syndrome of systemic lupus erythematosus? *Acta Neurol Scand*. 1999;99(6):356–61.
94. Dailey A. M. Creando oportunidades : Trasplante de órganos en Costa Rica. *Rev Med Costa Rica* [Internet]. 2019;84(628). Available from: <http://www.revistamedicacr.com>
95. Asamblea Nacional. Reglamento a la Ley No. 9222 de 13 de marzo de 2014 Ley Organica de donación de órganos y trasplante de órganos [Internet]. Registro Oficial Suplemento Costa Rica: En línea; Available from: http://www.pgrweb.go.cr/scij/Busqueda/Normativa/Normas/nrm_texto_completo.aspx?param1=NRTC&nValor1=1&nValor2=82660&nValor3=105843&strTipM=TC