



Principios físicos, metodología, consistencia y seguridad del ultrasonido Doppler en la evaluación fetoplacentaria

Néstor Medina Castro,* Óscar Moreno Álvarez,**,*** Mario Guzmán Huerta,****
Édgar Hernández Andrade***,****

RESUMEN

La introducción de la ecografía Doppler en la práctica obstétrica ha cambiado, en los últimos años, tanto el manejo como el entendimiento de diversas enfermedades que ponen en riesgo la vida de la madre y del feto. Con el fin de proporcionar al clínico los fundamentos necesarios para la correcta aplicación de esta técnica, esta revisión aborda conceptos relacionados con principios físicos, metodología, consistencia y seguridad del ultrasonido Doppler, elementos que influyen en la precisión, exactitud e interpretación de las mediciones de esta poderosa herramienta de soporte para el obstetra.

Palabras clave: Pregnancy, Doppler ultrasound, methodology, consistency, safety.

ABSTRACT

Introduction of Doppler ultrasound in obstetrical practice has changed both management and understanding of several diseases that put at risk women and them fetuses. To establish necessary basics and correctly apply this technique, this review will focus in physical principles, acquisition methods, consistency, and safety issues of Doppler ultrasound, in order to improve precision, accuracy and interpretation of this methodology.

Key words: Pregnancy, Doppler ultrasound, methodology, consistency, safety.

RÉSUMÉ

L'introduction de l'échographie Doppler dans la pratique obstétrique a changé, dans les dernières années, tant le maniement comme la compréhension de maladies diverses qui mettent en risque la vie de la mère et du fœtus. Afin de fournir au clinicien les fondements nécessaires pour la correcte application de cette technique, cette révision aborde des concepts liés à des principes physiques, méthodologie, consistance et sécurité de l'ultrason Doppler, éléments qui influent sur la précision, l'exactitude et l'interprétation des mesurages de ce puissant outil de support pour l'obstétricien.

Mots-clés: grossesse, ultrason Doppler, méthodologie, consistance, sécurité.

RESUMO

A introdução da ecografia Doppler na prática obstétrica mudou nos últimos anos, tanto o manejo quanto o entendimento de diversas doenças que põem em risco a vida da mãe e do feto. Com o fim de proporcionar ao clínico os fundamentos necessários para a correta aplicação desta técnica, esta revisão aborda conceitos relacionados aos princípios físicos, metodologia, consistência e segurança do ultra-som Doppler, elementos que influem na precisão, a exatidão e a interpretação das medições desta poderosa ferramenta de suporte para o obstetra.

* Clínica de Medicina Prenatal del Hospital Español de México.

** Unidad de Medicina de Alta Especialidad número 4, Luis Castelazo Ayala, Instituto Mexicano del Seguro Social, México.

*** Hospital Clínic, Barcelona, España.

**** Departamento de Medicina Materno-Fetal, Instituto Nacional de Perinatología, México.

Correspondencia: Dr. Néstor Medina Castro. Clínica de Medicina Prenatal del Hospital Español de México. Ejército Nacional núm. 613, colonia Granada. México, DF. Tel.: 2624-2026 y 27.

E-mail: nestor.medina@unidaddeevaluacionfetal.com

Recibido: junio, 2007. Aceptado: agosto, 2007.

Actualmente, el ultrasonido Doppler es una herramienta indispensable en el diagnóstico y la vigilancia obstétricos. No obstante, existen condiciones necesarias para que los resultados sean útiles a los médicos y centros hospitalarios.

Este artículo debe citarse como: Medina CN, Moreno AO, Guzmán HM, Hernández AE. Principios físicos, metodología, consistencia y seguridad del ultrasonido Doppler en la evaluación fetoplacentaria. Ginecol Obstet Mex 2007;75(10):621-9.

La versión completa de este artículo también está disponible en internet: www.revistasmedicasmexicanas.com.mx

Primero, se debe seguir una técnica de captación; segundo, conocer sus alcances y limitaciones en términos de consistencia o reproducibilidad, y por último, seguir las recomendaciones para disminuir el riesgo de efectos potencialmente nocivos. El motivo de este trabajo es establecer principios metodológicos para la captación de ondas de flujos sanguíneos con Doppler pulsado, evidenciar las posibles fuentes de variación y cómo pueden reducirse al mínimo, así como definir el estado actual de la consistencia y seguridad de esta técnica en la evaluación fetoplacentaria.

PRINCIPIOS FÍSICOS

El principio del ultrasonido Doppler es el análisis del cambio en las ondas sónicas reflejadas (ecos) por estructuras en movimiento, que son en general células sanguíneas. La onda sónica se produce en los componentes contenidos en el transductor, los cuales pueden producir y captar ultrasonido, propiedad denominada piezoeléctrica. Estos componentes pueden estar hechos de diversos materiales, pero dado que en un inicio se utilizaron cristales de cuarzo para la emisión de ultrasonido, se les sigue llamando cristales. Cada cristal recibe un impulso eléctrico o voltaje, que le hace vibrar a alta velocidad en periodos tan cortos como una diezmillonésima de segundo, produciendo una disrupción del medio, es decir ultrasonido. La onda ultrasónica tiene una longitud (distancia entre dos crestas) y una amplitud (distancia entre cresta y valle). La longitud de la onda dividida por una unidad de tiempo da como resultado la frecuencia

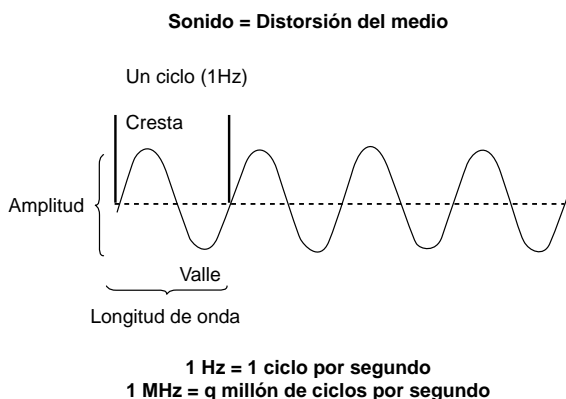


Figura 1. Características de la onda sónica.

(ciclos por segundo) y la amplitud de la onda, la intensidad (figura 1). El sonido se propaga como una compresión y dilatación del medio, que es conducida, reflejada, dispersada y atenuada hasta que finalmente desaparece.

Dentro de los vasos sanguíneos los eritrocitos se alejan o se acercan al transductor a una determinada velocidad y cuando chocan con la onda sónica ésta es reflejada con una frecuencia y amplitud diferentes a la que fue emitida. Esta diferencia es captada por el ecógrafo, y con base en ella realiza, entre otros cálculos, la velocidad de las células sanguíneas o cambios de intensidad. La representación de la velocidad de las células respecto del tiempo se puede hacer gráficamente en forma de un espectro, en un código de color o en forma audible (figuras 2a y 3).

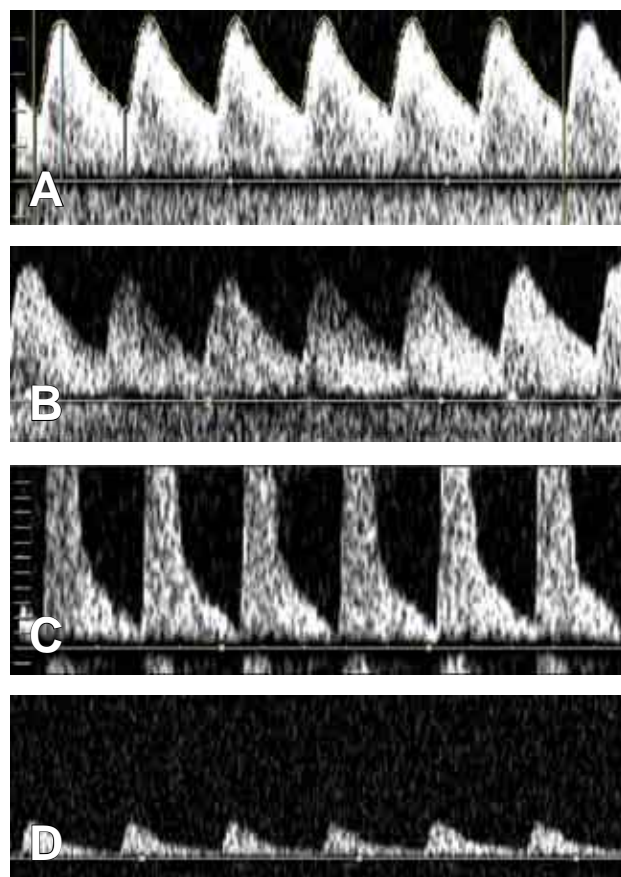


Figura 2. Ejemplos de diversos factores que afectan a las ondas de velocidad de flujo: a) captación apropiada de la onda de velocidad de flujo (OVF); b) efecto de movimientos respiratorios maternos; c, d) frecuencia de repetición de

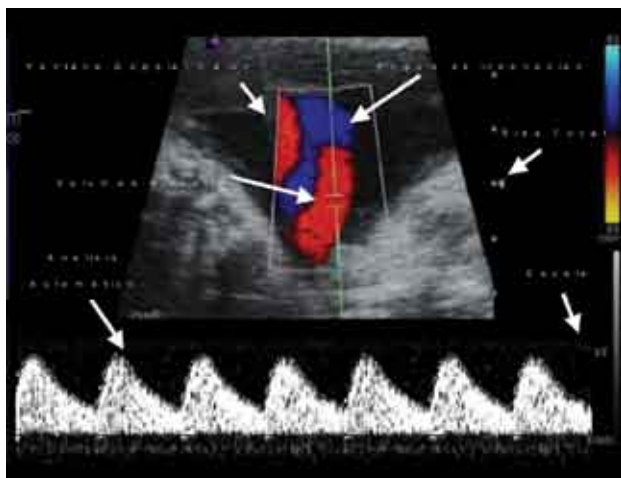
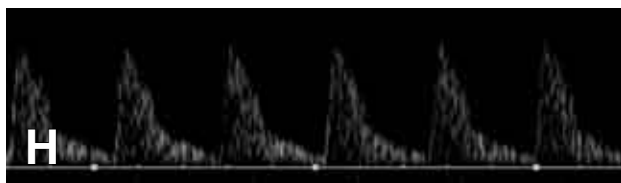
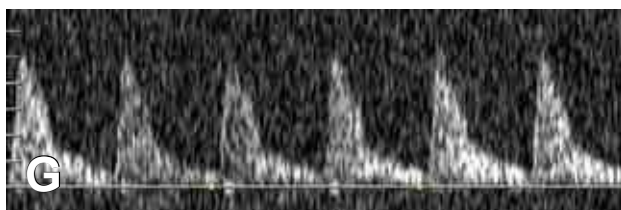
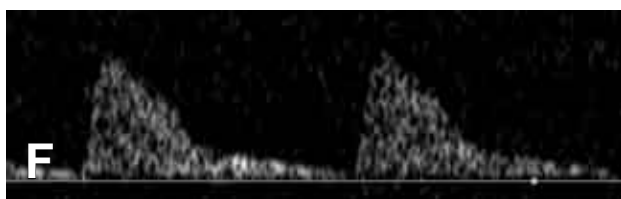
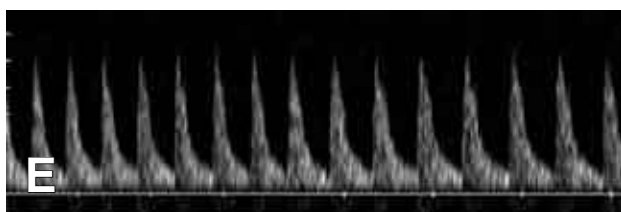


Figura 3. Elementos técnicos de la captación de flujo con Doppler pulsado.



pulsos (FRP) impropriamente baja y alta, respectivamente; e, f) velocidad de barrido impropriamente baja y alta, respectivamente; g, h) ganancia impropriamente alta y baja, respectivamente.

TÉCNICA GENERAL PARA LA CAPTACIÓN DE ONDAS DE FLUJO SANGUÍNEO

Con el propósito de que las mediciones obtenidas por ecografía Doppler reduzcan al mínimo su variación en uno o en varios operadores, es necesario seguir un método que tome en cuenta las siguientes fuentes de variación: el sujeto en evaluación, el instrumento y el operador.¹

Variabilidad del sujeto

Las variaciones de la onda de velocidad de flujo sanguíneo (OVF) pueden deberse a factores hemodinámicos intrínsecos al aparato cardiovascular materno y fetal, o a factores extrínsecos como los movimientos corporales y respiratorios de la madre y del feto, complicaciones hemodinámicas por posición materna, así como efectos secundarios de tratamientos con medicamentos vasoactivos.

Los factores intrínsecos pueden ser disminuidos por al menos dos maniobras: analizando no menos de cinco ciclos, con el propósito de obtener una medición más representativa, y verificando que la frecuencia cardíaca fetal se encuentre entre los 120 y 160 latidos por minuto. No es posible lograr esto último en el contexto de algunas enfermedades fetales (por ejemplo, anemia), pero es importante conocer que la frecuencia cardíaca fetal fuera de los rangos de normalidad afecta a las mediciones derivadas del Doppler pulsado.

Los factores extrínsecos pueden ser controlados colocando a la madre en decúbito supino con *semi-fowler*, lo que evita fenómenos de compresión vascular y la subsiguiente alteración hemodinámica materna. Asimismo, es recomendable esperar hasta que el feto no muestre movimientos corporales ni respiratorios y en ese momento solicitar a la madre que permanezca en apnea por algunos segundos durante la captación de la señal Doppler (figura 2b).

Por otro lado, existen medicamentos de uso común en obstetricia que afectan la hemodinamia fetal y en consecuencia modifican las mediciones obtenidas por ultrasonido Doppler. Entre éstos se encuentran los inductores de madurez pulmonar como la beta-metasona, que incrementa el flujo diastólico en casos de flujo ausente en arteria umbilical y disminuye el índice de pulsatilidad de la arteria cerebral media.^{2,3}

Por otro lado, antihipertensivos como la hidralazina disminuyen el índice de pulsatilidad de la arteria umbilical, mientras que el labetalol lo aumenta.⁴ Finalmente, tocolíticos como el nifedipino disminuyen el índice de pulsatilidad de las arterias uterinas y de la arteria cerebral media, mientras que la ritodrina aumenta el índice de pulsatilidad de esta última.^{5,6} Por tanto, es importante tomar en cuenta si la mujer embarazada está sujeta a alguna medicación, ya que eso contribuye a una interpretación correcta de los resultados obtenidos con esta técnica.

Variabilidad del instrumento

Los equipos de ultrasonido son herramientas complejas, y deben ser ajustados para cada caso y cada estructura a evaluar.

Velocidad de repetición de pulsos (VRP), escala o tamaño de la onda de velocidad de flujo sanguíneo

En cada cristal, la emisión de ultrasonido abarca sólo entre 1 y 2% del tiempo; el resto se utiliza para captar los ecos reflejados. Un tiempo de emisión corto se logra deteniendo la vibración del cristal, con una diminuta envoltura plástica de polvo metálico. Al quedar en reposo, el cristal está listo para esperar las ondas reflejadas que llegan en distintos tiempos, con diferente intensidad y que producen nuevamente vibraciones en él. Éstas son convertidas en energía eléctrica (voltaje) y enviadas al procesador para su posterior análisis. Al periodo de emisión-recepción se le denomina ciclo o pulso.

En los sistemas de Doppler pulsado se puede aumentar la frecuencia de generación de ciclos con el propósito de registrar flujo sanguíneo de alta velocidad. Sólo los ecos que viajen más rápidamente podrán alcanzar al transductor antes de que se emita el siguiente pulso; esto es particularmente útil en grandes arterias y en los flujos intracardiacos. Si no se aumenta la velocidad de repetición de pulsos, la imagen será procesada ambiguamente y el espectro Doppler quedará incompleto (figura 2c). Esto tiene el inconveniente de que los flujos lentos no se registrarán y se manifestarán como un área negra cerca de la banda de trazado/tiempo. Al disminuir la frecuencia de emisión, los ecos que viajan a una menor velocidad alcanzarán el transductor antes de iniciar el siguiente

pulso, por lo que las velocidades lentas de pequeñas arterias o flujos venosos llegarán a tiempo para ser captados.

El ajuste de la velocidad de repetición de pulsos modifica la escala y se expresa visualmente en modificaciones del tamaño de la onda de velocidad de flujo sanguíneo. Una VRP apropiada es aquella que permite que la OVF ocupe aproximadamente 75% del área de análisis. Si la velocidad de repetición de pulsos es demasiado alta, el tamaño de la onda de velocidad de flujo sanguíneo será demasiado pequeña y será difícil distinguir los elementos que la constituyen. Por el contrario, si la VRP es demasiado baja, propiciará *aliasing*, que consiste en la superposición de señales diferentes durante su adquisición, lo que las convierte en indistinguibles una de la otra (figuras 2c y d).

Velocidad de barrido

Es la velocidad de trazado con la que son representadas las ondas de velocidad de flujo sanguíneo en el área de análisis. La velocidad apropiada para obtener entre cinco y siete ciclos en el área de análisis es de 3.5 a 4 segundos. Si la velocidad de barrido es muy alta, obtendremos pocos ciclos, los cuales no serán representativos de las variaciones hemodinámicas habituales. Si la velocidad de barrido es demasiado baja, los ciclos se comprimirán y no podremos observar los componentes de cada ciclo (figuras 2e y f).

Ganancia

Existe una disminución progresiva en la intensidad de la onda sónica, o atenuación, causada por la fricción con los diferentes tejidos. A mayor profundidad, mayor atenuación. Para compensar esto se puede utilizar la ganancia, que consiste en la amplificación de los ecos recibidos. La ganancia es llamada también compensación ganancia-tiempo.

En la modalidad Doppler no es posible realizar una amplificación parcial de las señales; cuando se aumenta la ganancia, todos los ecos aumentan, incluso el ruido sónico. La imagen en la pantalla será más blanca en forma homogénea, lo que propicia que los límites entre las señales de la onda de velocidad de flujo sanguíneo y el ruido no se distingan claramente e interfieran con el análisis automático. Si la ganancia es demasiado baja, algunos elementos del flujo no

se incorporarán a la onda y quedarán excluidos del análisis. Por tanto, es necesario ajustar manualmente la ganancia hasta observar una buena definición de los bordes del espectro Doppler de la OVF. Esto se logra al observar un fino granulado en el área de análisis que está por arriba del perfil de la onda de velocidad de flujo sanguíneo (figuras 2g y h).

Volumen muestra

El volumen muestra delimita la región específica de interés. Su tamaño estándar es de 2.5 mm; no obstante, éste debe adaptarse a cada estructura cardiovascular en investigación. Al aumentar el alto del volumen muestra, se permite que se incorporen más señales al espectro de la onda de velocidad de flujo sanguíneo; sin embargo, a diferencia del Doppler en color, en el Doppler pulsado no es posible aumentar el ancho. Al mover la línea Doppler de un lado a otro en la pantalla, se cambia el cristal de emisión del transductor. Lo ideal es que el volumen muestra ocupe toda la luz del vaso investigado. Cuando se estudian vasos de gran diámetro, se debe colocar el volumen muestra en el centro del vaso, que es donde se registran las velocidades más altas y la fricción de la pared del vaso es mínima (figura 3).

Filtros

Los equipos Doppler los utilizan para eliminar ecos provenientes del ruido sónico y de movimiento de tejidos que puedan contaminar la señal. Con el filtro se analizan sólo las señales con una intensidad por arriba o por abajo de determinado punto de corte. Por lo general, se han utilizado filtros para excluir velocidades bajas; sin embargo, también se pueden utilizar filtros para flujos de alta velocidad. Un ejemplo es el Doppler tisular, donde se seleccionan filtros de ambas clases para eliminar señales por arriba y por debajo de las frecuencias que se desea analizar.

Análisis automático

El análisis automático de la onda de velocidad de flujo sanguíneo se prefiere sobre el análisis manual, ya que introduce menos variabilidad al cálculo. El análisis automático es posible si se obtienen ondas de velocidad de flujo nítidas, de tamaño y ganancia apropiados y sin fenómenos agregados. El análisis manual deberá

utilizarse sólo en aquellos casos en los que las condiciones de adquisición de OVF no permitan el análisis automático (figura 3).

VARIABILIDAD DEL OPERADOR

Ángulo de insonación

Cuando el ángulo de insonación es menor a 20°, su influencia en el cálculo de velocidades es mínima. Si el ángulo es mayor a 20°, se debe corregir manualmente hasta un máximo de 30°, en donde el cálculo de velocidades no es confiable. Por lo tanto, es recomendable cambiar primero la orientación del transductor para obtener el menor ángulo posible y ajustarlo manualmente sólo cuando sea indispensable. El ángulo de insonación tiene gran importancia cuando se estudian la velocidad o el flujo sanguíneos (figura 3).

Doppler direccional en color

Es una variante del Doppler pulsado. Consiste en líneas de cristales que emiten ultrasonido en forma escalonada. Cada línea se divide en 200 o 300 volúmenes muestra, denominados puertas. En cada una de ellas se analizan los cambios en frecuencia y dirección de los ecos provenientes de una profundidad determinada. El sistema hace un estimado, o fase, del cambio de la frecuencia emitida y recibida por cada puerta, y posteriormente analiza las diferencias de fases en todas las puertas de la línea. El cambio en las fases representa los cambios en la velocidad. Después de terminar con una línea, el proceso se repite con la siguiente y así sucesivamente hasta llegar al final de la ventana de color. El cálculo final y su representación gráfica conllevan el análisis de más de 15 mil puertas en un tiempo aproximado de 30 milisegundos. La ventana de color se delimita a lo ancho por el número de líneas que emiten ultrasonido Doppler, y a lo alto por el número de puertas que se le pida analizar. Al aumentar el tamaño de la ventana de color, el número de puertas que se analiza es mayor y su aparición en la pantalla es más lenta; cuando se disminuye su tamaño, el proceso se hace más rápido y la calidad de la imagen mejora.

El Doppler en color analiza la velocidad y dirección, representándolas en un código bicromático de rojo y azul. Por consenso, el movimiento que se acerca al

transductor es positivo y se codifica en rojo, mientras que el que se aleja es negativo y se codifica en azul. No obstante, este código puede ser modificado a voluntad del operador. La velocidad de los objetos se muestra en diferentes tonalidades del mismo color: cuanto más rápido viaje la sangre, el rojo cambiará hacia naranja y finalmente a amarillo; el azul cambia a una tonalidad más clara y finalmente a verde. Esta modalidad Doppler se usa en la localización de estructuras vasculares en las que se obtendrá alguna onda de velocidad de flujo sanguíneo. Una vez localizada la estructura, el Doppler ayuda a determinar el sitio idóneo para colocar el volumen muestra y lograr el menor ángulo de insonación (figura 3). Aunque el Doppler en color mejora las mediciones derivadas del Doppler pulsado, diversos factores pueden afectarlo. En lo que respecta al ángulo de insonación, los eritrocitos que se muevan a 90° con respecto a la onda de ultrasonido no serán captados. En este caso la única forma de corregir el ángulo es reajustando la orientación del transductor. La ganancia puede modificarse para amplificar o reducir todas las señales de la ventana de color. En el primer caso se observará ruido sónico, representado como una serie de puntos aleatorios de color azul y rojo en el fondo de la imagen; si la ganancia se reduce, desaparecerá paulatinamente la codificación en color. Por último, la escala tiene el mismo principio que en el Doppler pulsado, y se aumenta o disminuye en relación con la velocidad del vaso que se esté investigando. En el Doppler en color, el *aliasing* se representa como un color opuesto al normalmente esperado.⁷

Sonido característico

Reconocer el sonido característico de las ondas de velocidad de flujo sanguíneo contribuye a la localización y a la certeza de que se está investigando la estructura vascular idónea, lo que disminuye la probabilidad de mediciones erróneas.

Mediciones con Doppler

Un factor importante que ha generado gran confusión y variabilidad de resultados es la utilización de diversas mediciones derivadas del Doppler pulsado. Pueden ser cuantitativas (como la velocidad máxima), semicuantitativas (índices) y cualitativas (dirección del flujo). Con excepción de la velocidad máxima, que es particu-

larmente útil en casos de anemia fetal, las mediciones semicuantitativas son más utilizadas en enfermedades materno-fetales. En estos casos, el índice de pulsatilidad es más útil, ya que refleja cambios progresivos conforme se acentúa la diferencia entre los flujos sistólico y diastólico, como sucede con los flujos diastólicos ausente y reverso (figura 4). Esta propiedad no la poseen los índices sistole-diástole o de resistencia, ya que para su cálculo se requiere la velocidad al final de la diástole, que en el caso del flujo diastólico ausente o reverso es siempre cero. Además, el índice de pulsatilidad da un rango de valores más amplio al analizar ondas de velocidad con flujo diastólico positivo; por tanto, representa mejor las variaciones de velocidad, fisiológicas o patológicas, en relación con el ciclo cardiaco. El cuadro 1 contiene las fórmulas para calcular el índice de pulsatilidad tanto en arterias como en venas.

Interpretación de las ondas de velocidad de flujo sanguíneo

Son representaciones gráficas de los sucesos del ciclo cardiaco fetal. Las ondas captadas en arterias expresan la función ventricular, mientras que las derivadas de venas representan tanto la función ventricular como la auricular. Por tanto, la porción ascendente de una onda de velocidad de flujo sanguíneo arterial representa la contracción ventricular, y la descendente, la relaja-

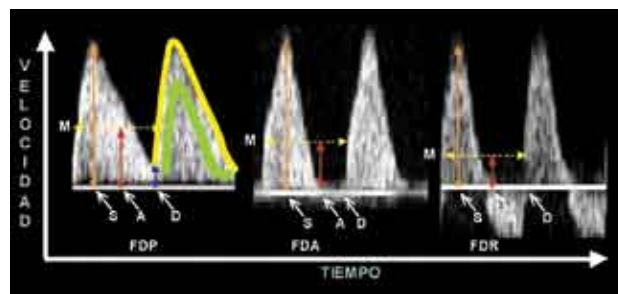


Figura 4. Elementos para el cálculo de los índices semicuantitativos en distintas ondas de velocidad de flujo (OVF).

S = velocidad sistólica máxima; FDP = flujo diastólico presente; D = velocidad diastólica final; FDA = flujo diastólico ausente; M = velocidad máxima promedio; FDR = flujo diastólico reverso; A = frecuencia temporal promedio de un ciclo cardiaco.

* La línea amarilla que contornea la OVF con flujo diastólico presente representa las velocidades máximas en cada momento del ciclo. El promedio de todas ellas es la velocidad máxima promedio o M. Nótese que la altura de A es limitada por M. La línea verde representa las velocidades promedio en cada momento del ciclo; el promedio de todas ellas es la velocidad media.

Cuadro 1. Fórmulas del índice de pulsatilidad en arterias y venas

Índice	Elementos del ciclo	Fórmula
Pulsatilidad para arterias	<ul style="list-style-type: none"> • Velocidad sistólica máxima (S) • Velocidad diastólica final (D) • Frecuencia máxima temporal promedio de un ciclo (A) 	$\frac{S-D}{A}$
Pulsatilidad para venas	<ul style="list-style-type: none"> • Velocidad sistólica máxima (S) • Velocidad arterial final (a) • Frecuencia máxima temporal promedio de un ciclo (A) 	$\frac{S-a}{A}$

Cuadro 2. Particularidades de la técnica de captación de flujo en vasos específicos

Estructura vascular	Especificación
Arteria y vena umbilicales	<ul style="list-style-type: none"> • En asa libre de cordón. • El menor ángulo de insonación posible.
Arteria uterina	<ul style="list-style-type: none"> • Corte parasagital de la pelvis materna. • 1 cm arriba de la AIE o en tronco principal en caso de bifurcación por debajo de la AIE. • Ángulo de insonación menor a 45°.
ACM	<ul style="list-style-type: none"> • Corte transverso a la altura de las alas del esfenoideas. • A 1 cm del polígono. • Ángulo menor a 15°. • No ejercer presión.
Ducto venoso	<ul style="list-style-type: none"> • Corte transverso o sagital del abdomen fetal. • El menor ángulo de insonación posible.

AIE: arteria iliaca externa; onda E/A: *early/atrial*.

ción. Esta última tiene dos fases: la primera traduce la distensibilidad del vaso, y la segunda, la resistencia al flujo (figura 5).

Las ondas de velocidad de flujo sanguíneo obtenidas a partir de venas (en el ducto venoso o venas cavas) son bifásicas. La primera fase, denominada onda S, representa principalmente la relajación auricular y su llenado, aunque durante este periodo los ventrículos están contraídos. La segunda, onda D representa el llenado ventricular pasivo, donde tanto los ventrículos como las aurículas se encuentran relajados. Finalmente, la onda A representa la contracción atrial (figura 5).

TÉCNICA DE CAPTACIÓN DE FLUJO EN VASOS PARTICULARES

Los lineamientos ya descritos disminuyen la variabilidad del sujeto de medición (feto-placenta), la del instrumento de medición y la derivada del operador. No obstante, cada estructura a la que se aplica el Doppler pulsado tiene especificaciones propias durante la

captación del flujo. El cuadro 2 resume las especificaciones técnicas particulares de cada estructura vascular, y la figura 6 aporta ejemplos gráficos de cada una de ellas.⁷⁻¹⁰

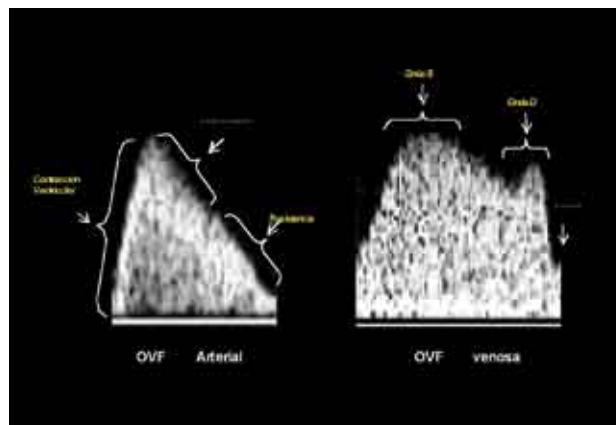


Figura 5. Relación de los elementos de las ondas de velocidad de flujo arteriales y venosas con el ciclo cardíaco fetal.

Onda S = relajación auricular; contracción ventricular. Onda D = llenado ventricular pasivo; relajación auricular y ventricular. Onda A = contracción atrial.

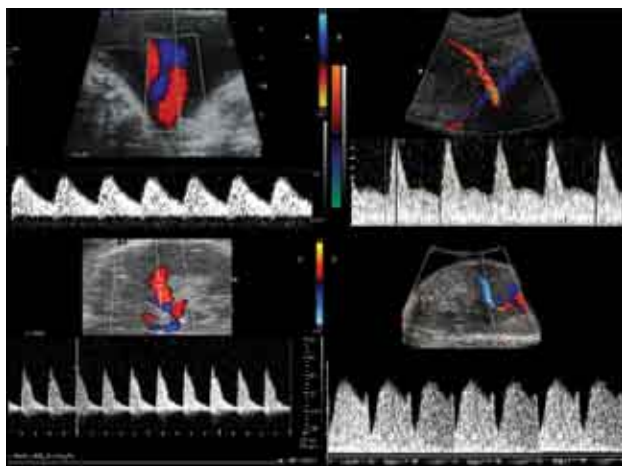


Figura 6. Técnica de captación de flujos en vasos particulares: a) arteria umbilical; b) arteria uterina; c) arteria cerebral media; d) ducto venoso.

CONSISTENCIA

Diversos autores han estimado la consistencia del Doppler pulsado, aplicado a la circulación fetoplacentaria, en términos de correlación y concordancia.¹¹ La mayor parte de las mediciones Doppler tienen un coeficiente de correlación intraclase intra e interobservador relativamente alto, que va de 0.74 a 0.97. No obstante, la concordancia varía notablemente, dependiendo de la estructura vascular de que se trate. Por ejemplo, las arterias uterinas y umbilical tienen diferencias promedio pequeñas, de 0.01, con intervalos de concordancia a 95% (IC 95%) de -0.29 a 0.36, y de 0.04 con IC 95% de -0.27 a 0.28, respectivamente. Por tanto, si un observador mide en la arteria umbilical un índice de pulsatilidad de 1.3, el mismo observador u otro puede variar de 1.01 hasta 1.66.¹² Estructuras vasculares como la cerebral media y el ducto venoso tienen diferencias promedio que van de 0.3 a 0.9, con distintos IC a 95%.¹³ Los lineamientos metodológicos expresados en los apartados previos mejoran la consistencia tanto en el mismo observador como entre observadores.

SEGURIDAD

Hasta el momento no existe evidencia de que el uso de la ecografía diagnóstica se relacione con alteraciones estructurales fetales, bajo peso al nacer, lesiones

tumorales o alteraciones en el lenguaje, entre otras. La única asociación estadísticamente significativa ha sido que los fetos varones tienden a ser zurdos. No obstante, estos hallazgos se generaron con ecografía convencional, por lo que no son aplicables a la ecografía Doppler, y además no existen datos sobre efectos biológicos del Doppler en sus aplicaciones perinatales con equipos modernos.¹⁴ Los riesgos potenciales de esta técnica aumentan como consecuencia de tres factores: mayor poder de emisión del equipo que se utiliza, mayor tiempo de exposición y menor edad gestacional.

Las ondas ultrasónicas pueden producir tres efectos: aumento de la temperatura, condensación de gases (cavitación) y movimiento de fluidos. El efecto térmico es potencialmente el más peligroso, ya que en embarazos tempranos un aumento entre 1.5 y 2 °C podría tener efectos teratogénicos. En relación con la cavitación, dada la ausencia de gas en el ambiente fetal, es improbable que ésta juegue un papel importante como teratógeno, mientras que el fenómeno de movimiento de fluidos no ha sido profundamente estudiado. Hace tiempo, para cuantificar la probabilidad de estos efectos, cada equipo indicaba en pantalla el poder de las ondas sónicas. Esta modalidad fue sustituida por dos índices de riesgo: el índice térmico y el índice mecánico. Un índice térmico de 1 indica que, utilizando ese modo de ecografía y en esa determinada área, se podría aumentar la temperatura un grado centígrado. Dado que el aumento de la temperatura de los tejidos depende de su densidad, se utilizan diferentes subíndices del mismo índice térmico: B para huesos (*bones*), C para el cráneo y S para tejidos blandos (*soft tissues*). Como los tejidos de mayor densidad son los más susceptibles a aumentar su temperatura, y durante la ecografía fetal se evalúan estructuras óseas, se considera apropiado utilizar siempre el índice térmico B como marcador de riesgo.

En un intento por concienciar a los operadores en la utilización óptima de los equipos de ecografía, se ha emitido una disposición conocida por sus siglas en inglés ALARA (*as low as reasonable achievable*), cuyo propósito es hacer un uso racional del número de ecografías o exposiciones ultrasonográficas, para obtener un resultado adecuado. A continuación se resumen las recomendaciones para disminuir la

probabilidad de posibles efectos nocivos del Doppler sobre el feto.¹⁴

- Evitar el uso de la modalidad Doppler durante el primer trimestre, a menos que sea estrictamente necesario.
- Aplicar la insonación Doppler fetal no mayor de 15 minutos continuos durante el segundo o tercer trimestres, y no mayor de cinco minutos continuos en una misma estructura.
- Mantener los índices térmicos y mecánicos siempre por debajo de 1.
- Disminuir la energía al utilizar sistemas Duplex o Triplex (por ejemplo, disminuir el tamaño de la ventana).

CONCLUSIÓN

La ecografía Doppler es una herramienta metodológicamente compleja que requiere adaptarse a las condiciones de cada paciente y cada estructura vascular. Asimismo, su interpretación es complicada, ya que está sujeta a distintas fuentes de sesgo que deben ser controladas para incrementar la consistencia o reproducibilidad. Por último, este sistema es potencialmente riesgoso, por lo que el operador debe conocer los lineamientos para disminuir los efectos indeseables y apegarse en todo momento al principio ALARA.

REFERENCIAS

1. Marsal K, Lindblad A, Lingman G, Eik-Nes SH. Bloodflow in the descending aorta: intrinsic factors affecting fetal blood flow. *Ultrasound Med Biol* 1984;10:339-48.
2. Edwards A, Baker LS, Wallace EM. Changes in umbilical artery flow velocity waveforms following maternal administration of betamethasone. *Placenta* 2003;24(1):12-6.
3. Wijnberger LD, Bilardo CM, Hecher K, Stigter RH, Visser GH. Effect of antenatal glucocorticoid therapy on arterial and venous blood flow velocity waveforms in severely growth-restricted fetuses. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2004;23(6):584-9.
4. Harper A, Murnaghan GA. Maternal and fetal haemodynamics in hypertensive pregnancies during maternal treatment with intravenous hydralazine or labetalol. *Br J Obstet Gynaecol* 1991;98(5):453-9.
5. Guclu S, Gol M, Saygili U, Demir N, et al. Nifedipine therapy for preterm labor: effects on placental, fetal cerebral and atrioventricular Doppler parameters in the first 48 hours. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2006;27(4):403-8.
6. Gokay Z, Ozcan T, Copel JA. Changes in fetal hemodynamics with ritodrine tocolysis. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2001;18(1):44-6.
7. Arduini D, Rizzo G, Boccolini MR, Romanini C, Mancuso S. Functional assessment of uteroplacental and fetal circulations by means of color Doppler ultrasonography. *J Ultrasound Med* 1990;9:249-53.
8. Vyas S, Campbell S, Bower S, Nicolaides KH. Maternal abdominal pressure alters fetal cerebral blood flow. *Br J Obstet Gynecol* 1990;97:740-2.
9. Hecher K, Campbell S, Snijders R, Nicolaides K. Reference ranges for fetal venous and atrioventricular blood flow parameters. *Ultrasound Obstet Gynecol* 1994;4:381-90.
10. Gerson AG, Wallace DM, Stiller RJ, Paul D, et al. Doppler evaluation of umbilical venous and arterial blood flow in the second and third trimesters of normal pregnancy. *Obstet Gynecol* 1987;70(4):622-6.
11. De Vet HC, Terwee CB, Knol DL, Bouter LM. When to use agreement versus reliability measures. *J Clin Epidemiol* 2006;59(10):1033-9.
12. Medina Castro N, Figueroa Diesel H, Guzmán Huerta M, Hernández Andrade E. Valores de referencia del índice de pulsatilidad de las arterias uterina y umbilical durante el embarazo. *Ginecol Obstet Mex* 2006;74:504-15.
13. Medina Castro N, Figueroa Diesel H, Hernández Andrade E. Valores de referencia del índice de pulsatilidad y velocidad máxima en la arteria cerebral media fetal durante el embarazo normal. *Ginecol Obstet Mex* 2006;74:376-82.
14. Barnett SB, Maulik D (International Perinatal Doppler Society). Guidelines and recommendations for safe use of Doppler ultrasound in perinatal applications. *J Matern Fetal Med* 2001;10(2):75-84.

INCLINACIÓN DEL ÚTERO DURANTE EL EMBARAZO

El *eje longitudinal* del útero corresponde rara vez con la línea media (20%). A menudo se inclina a la derecha (50%), de manera que el fondo uterino está a la derecha de la línea media. Alguna vez se inclina a la izquierda (30%).

El *eje transversal* del útero tampoco está en concordancia con el transversal del abdomen; la cara anterior del órgano mira a menudo a la derecha, el borde izquierdo hacia delante; existe, pues, **torsión del órgano** de izquierda a derecha.

Reproducido de: Fabre. Manual de obstetricia. Barcelona: Salvat Editores, 1941;p:38.