

Monitoreo hemodinámico no invasivo y mínimamente invasivo en la paciente obstétrica grave

Ángel Augusto Pérez-Calatayud,* Mónica Elizabeth Linarte-Basilio,† Manuel Díaz de León Ponce,§ Raúl Carrillo Esper,§ Jesús Carlos Briones-Garduño§

RESUMEN

El embarazo es un estado que impone un verdadero desafío para el sistema cardiovascular materno. Las pacientes obstétricas que se complican con preeclampsia, enfermedad cardíaca, sepsis, hemorragia y tromboembolia pulmonar, se caracterizan por profundas alteraciones hemodinámicas, las cuales representan las principales causas de morbilidad y mortalidad materna extrema, por lo que existe la necesidad de una correcta evaluación y monitoreo validado de estos parámetros en este tipo de pacientes. El objetivo de esta revisión es describir la tecnología disponible a la cabecera del enfermo para la implementación de este monitoreo hemodinámico en la paciente embarazada de alto riesgo.

Palabras clave: Monitoreo, obstetricia crítica, hemodinamia.

SUMMARY

Pregnancy is a state, which poses a real challenge to the maternal cardiovascular system. Obstetric patients who are complicated by preeclampsia, heart disease, sepsis, hemorrhage and pulmonary thromboembolism are characterized by profound hemodynamic alterations, which represent the main causes of morbidity and extreme maternal mortality, so there is a need for a correct evaluation and monitoring of these parameters, which is validated in this type of patients. The objective of this review is to describe the technology available at the patient's bedside for the performance of this hemodynamic monitoring in the high-risk pregnant patient.

Key words: Monitoring, critical care obstetrics, hemodinamia.

RESUMO

A gravidez é um estado que representa um verdadeiro desafio para o sistema cardiovascular materno.

A paciente obstétrica que apresenta complicações como pré-eclâmpsia, doenças cardíacas, sepsis, hemorragia e tromboembolismo pulmonar, se caracterizam por profundas alterações hemodinâmicas que representam as principais causas de morbimortalidade materna extrema, por isso é necessária uma avaliação correta e a monitorização desses parâmetros, que esteja validado nesse tipo de pacientes.

O objetivo desta revisão é descrever a tecnologia disponível à beira do leito para a realização da monitorização hemodinâmica na paciente obstétrica de alto risco.

Palavras-chave: Monitorização, obstetricia crítica, hemodinâmica.

INTRODUCCIÓN

El embarazo es un estado que impone un verdadero desafío para el sistema cardiovascular materno, la adaptación fisiológica normal incluye un incremento de la frecuencia cardíaca (FC) y gasto cardíaco (GC), una disminución de la presión arterial media (PAM) y resistencias vasculares sistémicas (RVS). Estructuralmente existe un remodelamiento cardíaco con un incremento de la masa y tamaño del ventrículo izquierdo.¹ Los embarazos que se complican con preeclampsia, enfermedad cardíaca,

sepsis, hemorragia y tromboembolia pulmonar, se caracterizan por profundas alteraciones hemodinámicas, las cuales representan las principales causas de morbilidad y mortalidad materna extrema, por lo que existe la necesidad de una correcta evaluación y monitoreo validado de estos parámetros en este tipo de pacientes. La activación simpática que resulta en un incremento de la frecuencia cardíaca, la contractilidad miocárdica y vasoconstricción a su vez conducen a un aumento de la PAM y RVS, disfunción endotelial causada por la liberación de mediadores proinflamatorios por el tejido adiposo. La placentación es un paso necesario para las alteraciones hemodinámicas patológicas en un embarazo, esto hace hincapié en el importante papel del sistema cardiovascular materno durante la gestación con una adaptación hemodinámica como requisito para un embarazo sin complicaciones. Muchas técnicas no invasivas permiten una evaluación detallada de las adaptaciones cardiovasculares maternas que abre perspectivas para el cribado postconcepcional temprano, es decir en el primer trimestre, para trastornos hipertensivos gestacionales.²

Las pacientes que en el primer trimestre presentan una disminución del GC, volumen sistólico (VS) e incremento de las RVS posteriormente desarrollan embarazos con restricción del crecimiento intrauterino.³ Debido a esto la monitorización hemodinámica no invasiva en el embarazo también desempeña un papel fundamental en la detección de poblaciones de alto riesgo para realizar una intervención oportuna. El objetivo de esta revisión es describir la tecnología disponible a la cabecera del enfermo para la implementación de este monitoreo hemodinámico en la paciente embarazada de alto riesgo.

La monitorización hemodinámica de la paciente obstétrica en la unidad de cuidados intensivos tiene cuatro propósitos básicos:

1. Alertar sobre la condición de la paciente y el nivel de monitorización, detectar cualquier deterioro en la función medida.
2. Permite observar el comportamiento y tendencia de la paciente en una condición determinada.
3. Pronóstico mediante la observación de las tendencias en los parámetros durante la evolución.
4. Guía terapéutica, pues facilita la evaluación y corrección de las medidas terapéuticas implementadas.⁴

Anteriormente la termodilución por cateterización de arteria pulmonar con un catéter de Swan-Ganz se con-

* Coordinador de Terapia Intensiva Obstétrica del Hospital General de México «Dr. Eduardo Liceaga», Coordinador del Grupo Mexicano para el Estudio de la Medicina Intensiva. Ciudad de México, México.

† Ginecología y Obstetricia/Alta Especialidad en Medicina Crítica Obstétrica. Secretaría de Salud.

§ Academia Mexicana de Cirugía/Academia Nacional de Medicina. Ciudad de México, México.

sideraba el estándar de oro para la monitorización del gasto cardiaco; sin embargo, el uso de esta técnica ha caído en desuso gracias a las técnicas no invasivas y al evidente incremento en la mortalidad en pacientes críticos sometidos a este monitoreo invasivo.

La monitorización hemodinámica continua proporciona información del GC (por lo general se expresa en términos del índice de masa corporal, es decir como índice cardiaco) y de sus determinantes: precarga, contractilidad y postcarga. La monitorización hemodinámica avanzada constituye una herramienta ampliamente utilizada en pacientes críticos que permite obtener información sobre la fisiopatología cardiocirculatoria para el diagnóstico y tratamiento en situaciones de inestabilidad hemodinámica.⁵ En la actualidad se dispone de monitoreo continuo del gasto cardiaco (GC) no invasivo (mediante electrodos cutáneos, manguitos digitales o sensores de fotospectrometría) o mínimamente invasivo (mediante la canalización de una arteria periférica).

Los factores determinantes para elegir el tipo de monitorización hemodinámica dependen de la patología, tiempo de evolución de la hipoperfusión, entrenamiento por parte del personal médico y la disponibilidad del equipo en nuestro medio.

La perfusión placentaria no está autorregulada y depende directamente de la presión arterial media materna. El músculo uterino recibe 20% del flujo uterino total y la placenta 80% (400 mL/min), lo cual equivale a 20-25% del gasto cardiaco materno,⁶ por ende la optimización del gasto cardiaco es fundamental para mantener el metabolismo aerobio en situaciones de inestabilidad hemodinámica, ya que un incremento en el gasto cardiaco condiciona un incremento en el aporte de oxígeno a los tejidos (DO₂).⁵

$$DO_2 = GC \times \{(Hb \times 1,34 \times SO_2) + (PaO_2 \times 0.0031)\}$$

Donde Hb es hemoglobina, SO₂ es saturación arterial de O₂ y PaO₂ es la presión parcial de oxígeno en sangre arterial. Del análisis de esta fórmula se deduce que el mayor determinante del DO₂ es el GC.

Debido al riesgo de complicaciones en la práctica obstétrica actual como infecciones, lesión vascular y arritmias cardiacas, la validación de métodos no invasivos en la población obstétrica contra tales técnicas invasivas no es práctico ni factible desde el punto de vista bioético.⁷

Existe la necesidad de investigar las variables hemodinámicas centrales maternas como volumen sistólico (VS), gasto cardiaco (GC) y las resistencias vasculares sistémicas (RVS) para confirmar si éstas están influenciadas por las características maternas como edad, estatura y peso.⁸

Las técnicas invasivas de monitorización hemodinámica han identificado incrementos significativos en la

frecuencia cardiaca (FC), volumen sanguíneo (VS), volumen diastólico final del ventrículo izquierdo (VDFVE), volumen sistólico (VS) y GC en el primer y segundo trimestre del embarazo. A pesar de esta adaptación hemodinámica, la presión arterial materna disminuye a causa de la gran reducción en la resistencia periférica total (RPT) secundaria a la vasodilatación sistémica y a la formación de una circulación útero-placentaria de baja resistencia. En el último mes de gestación, ese perfil se altera de manera parcial debido a que el feto ya desarrollado obstruye gradualmente el retorno venoso a través de la vena cava inferior. Así, el gasto cardiaco disminuye, la resistencia vascular total aumenta y las presiones arteriales sistólica (PAS), diastólica (PAD) y promedio (PAM) también incrementan (patrón hiperdinámico).

En la literatura publicada, la evaluación del rendimiento de los nuevos monitores del GC contra un método de referencia se ha llevado a cabo utilizando el análisis de Bland-Altman para evaluar dos dispositivos de gasto cardiaco, con una diferencia porcentual media < 30% entre ambos dispositivos como nivel de aceptabilidad clínica. En el contexto actual ningún otro dispositivo de monitorización hemodinámica no invasiva ha logrado aún sustituir la termodilución como método de estimación, ya que no alcanza una diferencia porcentual < 30% por el hallazgo inesperado de falta de efecto del peso materno en las RVS.

La validez de un índice dinámico depende de tres requisitos previos obligatorios:

1. Monitorización continua de la presión arterial.
2. Ritmo sinusal regular.
3. Ventilación mecánica (es decir, en ausencia de respiración espontánea).

Una serie de factores de confusión puede cambiar el valor umbral de un índice dinámico:

1. La disfunción ventricular derecha y la hipertensión intraabdominal pueden aumentar el umbral de la PPV.
2. Por el contrario, un bajo volumen corriente (< 8 mL/kg), una baja *compliance* pulmonar (< 30 cmH₂O/mL) y una tasa de frecuencia cardiaca baja/frecuencia respiratoria (< 3.6) pueden disminuir el umbral de la PPV.
3. Los cambios en el valor umbral pueden explicar una amplia clase de respuesta no concluyente. La proporción de pacientes en esta «zona gris» es de aproximadamente 25% (con valores de VPP entre 9 y 13%), 29 y 62% en la UCI (con valores de VPP entre 4 y 17%).
4. Los índices dinámicos rara vez se han evaluado en grandes estudios aleatorizados, aunque se han re-

portado resultados alentadores en estudios con un número reducido de pacientes, protocolos muy diferentes y objetivos de optimización (presión arterial media, índice cardiaco, saturación venosa central de oxígeno, etcétera).

Estos índices dinámicos constituyen herramientas simples y están disponibles para su uso a la cabecera de pacientes quirúrgicos de alto riesgo en la unidad de cuidados intensivos (UCI) o el quirófano. La herramienta más simple y más popular es la medición de la variación de la presión de pulso (VPP), descrita al inicio en pacientes sépticos y críticos. Se ha observado también la variación del volumen sistólico (VVS) para predecir con exactitud la capacidad de respuesta a líquidos.⁹

En años recientes se han descrito algunos enfoques no invasivos (utilizando monitoreo continuo, no invasivo de la presión arterial o los cambios en la onda pletismográfica en pacientes ventilados mecánicamente). Se recomiendan índices dinámicos en variables estáticas para predecir la capacidad de respuesta del fluido cuando sea aplicable. Una alternativa potencialmente valiosa es el uso de índices dinámicos, es decir el uso de cambios rápidos en estos índices (VPP, VVS) y cambios en la forma de onda pletismográfica en pacientes ventilados mecánicamente durante las maniobras hemodinámicas para predecir con exactitud la respuesta fluida sin sesgo de interpretación.

VPP invasivo

El VPP se describió en primer lugar utilizando la siguiente fórmula:

$$VPP = (PP_{\text{máx}} - PP_{\text{mín}}) / [(PP_{\text{máx}} + PP_{\text{mín}}) \times 0.5]$$

Donde $PP_{\text{máx}}$ y $PP_{\text{mín}}$ representan la amplitud máxima y mínima de la forma de onda de presión de pulso arterial en un ciclo respiratorio, respectivamente.

VPP no-invasivo

El VPP se promedia en diferentes periodos de movimiento. Estos dispositivos automatizados utilizan un sensor de dedo conectado a un monitor dedicado que cumple con los criterios simplificados necesarios a la cabecera del paciente.

Variación del volumen sistólico (VVS)

El VVS se introdujo como indicador de precarga dinámica que se calcula a partir de los cambios porcentuales en el volumen sistólico (VS) durante el ciclo ventilatorio. Muchos fabricantes han desarrollado monitores hemodinámicos que incluyen VVS (monitoreo

Doppler esofágica además de los dispositivos descritos anteriormente para VPP). El cálculo de VVS se basa en el porcentaje de cambio entre los VS máximos y mínimos dividido entre el promedio del mínimo y el máximo durante un periodo flotante; o en la diferencia entre VS máximos y mínimos dividida entre el promedio del mínimo y máximo VS a lo largo de un ciclo respiratorio. Se demostró que el VVS es un buen indicador de la capacidad de respuesta del líquido en el quirófano y la UCI. En los cuadros I y II se exponen las características principales de los diferentes equipos y los valores considerados como normales en la paciente obstétrica.

Sistemas de monitorización mínimamente invasivos

Necesitan la canalización de una arteria periférica, de preferencia la radial. Se basa en el análisis del contorno de onda de pulso según la fórmula enunciada por Otto Frank, mediante la cual puede estimarse el volumen sistólico (VS) mediante el análisis de la porción sistólica de la curva de presión arterial. El gasto cardiaco se obtiene del producto del volumen sistólico (VS) por la frecuencia del pulso. Proporcionan de forma continua variables de precarga, postcarga y contractilidad y calculan la variabilidad de la presión de pulso (VPP) o la variabilidad de volumen sistólico (VVS), lo que permite dirigir la fluidoterapia y analizar la respuesta al volumen. La diferencia entre los equipos de monitoreo existentes estriba en el software que calcula el VS a través de la onda de pulso arterial, los algoritmos que usan, el modo de calibración, el lugar de canalización arterial, los parámetros analizados y en la exactitud con la que determinan el GC.

Monitores no invasivos

No precisan una técnica invasiva. La detección del VS se realiza por electrodos cutáneos basados en la bio-reactancia, la velocimetría eléctrica o en la pletismografía fotoeléctrica de onda de pulso.

La biorreactancia se basa en el análisis del cambio de fase que se produce en la onda eléctrica de frecuencia que es emitida al tórax por los cambios en el volumen sanguíneo. Aunque este tema es relativamente poco claro, existe evidencia disponible que demuestra que los protocolos tempranos basados en tecnologías no invasivas de monitoreo son beneficiosos en términos de un enfoque racional de manejo de fluidos, destinados a preservar y/o restaurar la euvolemia.¹⁰

Una limitación importante de esta tecnología es su aplicación en el quirófano, pues el electrocauterio interfiere con la señal de biorreactancia torácica cuando éste se utiliza durante > 40 s en un intervalo de un minuto. La señal también se ve afectada por el impacto de

los grandes derrames pleurales, debido a que altera la exactitud de la señal registrada.¹⁰ NICOM® (*Non-Invasive Cardiac Output Monitor, Cheetah Medical, Boston, USA*). Cheetah es totalmente independiente del operador y por lo tanto, no hay variación interobservador. Los electrodos pueden colocarse en el tórax y las variables hemodinámicas continuas pueden obtenerse dos veces por minuto, por lo tanto puede utilizarse durante el procedimiento quirúrgico (por ejemplo, durante la cesárea, con una interrupción mínima de la paciente o del equipo médico), además una de las grandes ventajas de este equipo es la posibilidad de hacer prueba de reto a líquidos mediante la elevación de piernas o la admi-

nistración de una carga de solución para observar la respuesta a los mismos. Es un dispositivo que ha sido probado en pacientes no ventilados sin afectar los parámetros dinámicos de monitoreo.⁷

Depende de un tejido conductor, el cual está formado por el volumen intravascular compuesto por líquidos y electrolitos contenidos en la sangre, mide los cambios en la conductividad de cada latido cardiaco, lo que provee mediciones continuas y en tiempo real de diversos parámetros hemodinámicos.¹¹

La impedancia se define como la resistencia a un flujo de corriente eléctrica a través de un segmento.¹¹ La bioimpedancia torácica (BIT) fue descrita en 1940 por

Cuadro I. Valores hemodinámicos en la paciente obstétrica.

Parámetro	Abreviatura	Descripción	Valor de normalidad
Frecuencia cardiaca	FC	Latidos cardiacos por minuto	58-80 latidos x min
Presión arterial sistólica	PAS	Presión arterial al inicio de la sistole	100-140 mmHg
Presión arterial diastólica	PAD	Presión arterial al final de la sistole	60-90 mmHg
Presión arterial media	PAM	Medida del promedio de presión de perfusión arterial que determina el flujo sanguíneo a los tejidos	84-100 mmHg (70-105 mmHg)
Índice cardiaco	IC	Valor del gasto cardiaco indizado respecto al área de superficie corporal	2.5-4.71 $\text{min}^{-1} \text{m}^2$ (2.4-4.0 L/min/m ²)
Gasto cardiaco	GC	Volumen total de sangre bombeada por el corazón en un minuto	4.5-8.5 L/min
Índice sistólico	IS	Volumen sistólico indizado respecto al área de superficie corporal	35-65 mL m ² (40-60 mL/latido 7 m ²)
Volumen sistólico	VS	Volumen de sangre que el corazón suministra a la vasculatura en un latido	52-97 mL (60-90 mL/latido/m ²)
Índice de resistencia vascular sistémica	IRVS	Es la resistencia vascular sistémica indizada respecto al área de superficie corporal	1,337-2,843 dinas cm ⁻⁵ m ²
Resistencia vascular sistémica	RVS	Resistencia de las vasculatura sistémica percibida por el ventrículo izquierdo	742-1,378 dinas cm ⁵ (1,200-1,500 dinas-cm-seg ⁻⁵)
Índice de aceleración	IA	Índice de aceleración máxima del flujo sanguíneo aórtico	90-170 100 ^{-1s-2}
Contenido de flujo torácico	CFT	Es el volumen total del tórax compuesto por el fluido intravascular y extravascular	90-170 100 ^{-1 kohm} ⁻¹
Índice de trabajo cardiaco izquierdo	ITCI	Valor del trabajo cardiaco izquierdo indizado respecto al área de superficie corporal	3.5-5 kg m m ²
Trabajo cardiaco izquierdo	TCI	Medida del trabajo que el ventrículo izquierdo debe realizar para bombear sangre. Es proporcional al consumo de oxígeno del miocardio	5.4-10 kg m
Cociente de tiempo sistólico	CTS	Es inversamente proporcional a la función ventricular izquierda, se calcula como el periodo de preeyección dividido entre el tiempo de eyección ventricular izquierda	0.3-0.5
Periodo de preeyección	PPE	Periodo de contracción ventricular isovolumétrica	
Tiempo de eyección del ventrículo izquierdo	TEVI	Tiempo transcurrido entre la apertura y el cierre de la válvula aórtica	
Resistencias vasculares pulmonares	PVR	Resistencia que existe al paso de la sangre a través de los pulmones: (PAP-PCWP)/CO x 79.9	100-300 dinas-cm-seg ⁻⁵
Índice sistólico de trabajo del ventrículo derecho	RVSWI	Refleja el trabajo realizado por el ventrículo para eyectar la sangre hacia la aorta	5-9 g-mL/latidos/m ² 8-12 g m/m ²
Índice sistólico de trabajo del ventrículo izquierdo	LVSWI	Refleja el trabajo realizado por el ventrículo para eyectar la sangre hacia la aorta. Depende de la presión ejercida (PAM menos presión capilar) y del volumen sistólico	40-60 g-mL/latidos/m ² 44-64 g m/m ²
Presión sistólica de arteria pulmonar	PSAP	Se determina a partir del pico del gradiente de presión sistólica desde el VD a la AD	15-30 mmHg
Presión diastólica de la arteria pulmonar	PDAP	Se determina a partir del pico del gradiente de presión diastólica desde el VD a la AD	4-12 mmHg

Cuadro II. Características de los diferentes monitores invasivos y no invasivos.

Monitor	Características	Sistema de medición	Limitaciones	Bibliografía
Biorreactancia torácica	No invasivo Independiente del operador Puede utilizarse durante el procedimiento quirúrgico Variable dinámica: VVS	Se basa en el análisis del cambio de fase que se produce en la onda eléctrica de frecuencia que es emitida al tórax por los cambios en el volumen sanguíneo	Valores erróneos en presencia de marcapasos externos e internos y dispositivos de asistencia ventricular (LVADs) Uso de electrocauterio por más de 40 segundos a un minuto La señal se ve afectada por el impacto de los grandes derrames pleurales	5, 7, 10, 11
Bioimpedancia torácica	No invasivo	Se define como la resistencia a un flujo de corriente eléctrica a través de un segmento La señal eléctrica emitida atraviesa los tejidos (músculo, hueso, tejido adiposo y sangre) con diferentes propiedades eléctricas. La sangre es la que posee la mayor conductividad eléctrica, por lo que la corriente eléctrica pasa primero por la aorta para posteriormente regresar al receptor del dispositivo. Esta información es transmitida inmediatamente después a la computadora, que finalmente procesa y muestra la información en el monitor o es traducida en patrones numéricos	No es posible identificar la conductancia individual de los diferentes compartimentos (intravascular, intraalveolar e intersticial) En pacientes críticos, grandes cirugías y alteraciones de la caja torácica. Susceptible a cambios ambientales (ruido), movimientos del paciente y colocación de electrodos	
Ecocardiografía transtorácica (ETT)	Ausencia de ionización o radiación	El dispositivo transmite ondas sonoras de alta frecuencia. Detecta los ecos de las ondas sonoras y los transmite como impulsos eléctricos. La máquina de ecocardiografía convierte estos impulsos en imágenes en movimiento del corazón. Las imágenes pueden ser bidimensionales o tridimensionales. Registra el movimiento de la sangre a través del corazón	Operador dependiente	7, 12
USCOM®	Facilidad para obtener el perfil hemodinámico Monitorización continua Puede utilizarse transoperatorio o intraparto Curva de aprendizaje rápida No invasivo No requiere calibración Inicio rápido de mediciones	Utiliza ultrasonido Doppler de onda continua, con una sonda sin imágenes en la muesca supraesternal para obtener integrales de tiempo de velocidad del flujo sanguíneo transaórtico en el tracto de salida del ventrículo izquierdo	Operador dependiente No es continuo No validado si hay valvulopatía severa	1, 7, 12
Brazalete de dedos	No invasivo Reduce los periodos con baja presión, garantizando así una mejor estabilidad hemodinámica, incluso en pacientes de alto riesgo Pacientes programados para cirugía menor	Mide la presión arterial de forma continua y completamente no invasiva mediante un manguito inflable alrededor del índice y/o del dedo medio Los cambios en el diámetro pueden medirse mediante un fotopletimógrafo infrarrojo integrado en el manguito del dedo. El manguito del dedo es capaz de mantener constante el diámetro de las arterias «sujetas» aplicando dinámicamente una contrapresión durante todo el ciclo cardíaco. Esta tecnología mide de forma continua (latido a latido) la presión arterial y la PPV	Poco validado, riesgo de necrosis distal en pacientes hipoperfundidos del dedo monitorizado	12
Análisis de la forma de onda de la presión arterial	Utiliza el método analítico de registro de presión mediante un catéter arterial (radial) Parámetro de monitorización exclusivo de índice de estrés cardíaco: refleja el gasto energético necesario para que el sistema cardiovascular mantenga un equilibrio hemodinámico Variables dinámicas: VVS y VPP	El VS es proporcional al área bajo la porción diastólica de la onda de presión arterial dividida entre las características de la impedancia aórtica, que se obtiene a partir de los datos morfológicos de la curva sin necesidad de calibración Depende de la interacción entre los cambios en el VS y los cambios en la resistencia vascular	Pocos estudios validados	12

Continúa cuadro II. Características de los diferentes monitores invasivos y no invasivos.

Monitor	Características	Sistema de medición	Limitaciones	Bibliografía
PiCCO®	Acceso vascular venoso y subclavio Variables dinámicas: VVS y VPP	Se basa en el análisis de contornos de pulso calibrado por termodilución transpulmonar Información continua de múltiples variables Medidas de edema pulmonar y permeabilidad	Invasividad Requiere recalibración en caso de inestabilidad	12, 13
FloTrac/Vigileo®	Sólo necesita una línea arterial habitual para conectar el sensor Información continua de múltiples variables No requiere calibración externa Variables dinámicas: VVS	Utiliza la desviación estándar de la presión del pulso arterial alrededor de la presión arterial media y un factor de autocalibración específico. CO 1/4 de frecuencia cardiaca/APsd/K: APsd es la desviación estándar de la presión arterial y K es un factor de autocalibración específico que cuantifica la <i>compliance</i> del vaso y la resistencia periférica derivada de una ecuación multivariable integrada Precisa validación en pacientes con RVS disminuidas	No validado en pacientes con dispositivos de asistencia ventricular o balón de contrapulsación intraaórtico No es capaz de estimar con fiabilidad los valores absolutos de gasto cardiaco	12, 14
LiDCO rapid®	Sólo requiere una línea arterial estándar Variables dinámicas: VVS y VPP	Análisis de la potencia de pulso. Se basa en la suposición de que el cambio de potencia neto en un latido es la diferencia entre la cantidad de sangre que entra en el sistema (SV) y el volumen sanguíneo que se pierde en la periferia durante un latido cardiaco	Mismas limitaciones que cualquier análisis de la forma de onda de la presión arterial no calibrada o «autocalibrada», tales como cambios rápidos en el tono vascular debido a situaciones vasoplégicas y/o la administración de vasopresores Interferencia de sales de litio o relajantes musculares no despolarizantes	12, 15, 16
Doppler esofágico	Mínimamente invasivo Rápida colocación y aplicación de la técnica VS y GC pueden calcularse automáticamente. Sólo 70% del GC total se mide en el descenso de la aorta	Mide el flujo sanguíneo en la parte descendente de la aorta mediante el uso de onda pulsada Doppler, se muestra una velocidad e integral del tiempo, distancia-latido	Operador dependiente (curva de aprendizaje de 12 pacientes) Tiene que ser insertado ciegamente en el esófago en pacientes sedados y con mayor frecuencia en pacientes ventilados mecánicamente; en general, debe tenerse en mente el riesgo de dañar las estructuras del esófago con complicaciones potencialmente graves	17, 18
Reinhalaación parcial de CO ₂	Mínimamente invasivo Repetible	El GC es proporcional al cambio en la producción de CO ₂ dividido entre el <i>end-tidal</i> de CO ₂ resultante tras un breve periodo de reinhalación	No es continuo Requiere paciente intubado Artefacto con cortocircuito intrapulmonar elevado (PCO ₂ < 30 mmHg) En pacientes postquirúrgicos de cirugía cardiaca el GC está subestimado	12

Nyboer; se mide mediante cuatro dispositivos bimodales, dos en cada cara del cuello y dos en la cara lateral e inferior del tórax. Por ejemplo, en el equipo CardioDynamics Bioz ICG monitor, cada dispositivo cuenta con un transmisor y un receptor. El transmisor emite una corriente eléctrica alterna de alta frecuencia (60 kHz) y de baja amplitud (4 mA), lo que elimina la posibilidad de interferencia con la actividad bioeléctrica del corazón y del cerebro. La señal eléctrica emitida atraviesa los tejidos (músculo, hueso, tejido adiposo y sangre) con diferentes propiedades eléctricas. La sangre es la que posee la mayor conductividad eléctrica, por lo que la corriente eléctrica pasa primero por la aorta para luego regresar al receptor del dispositivo. Esta información es transmitida inmediatamente después a la computadora, que finalmente la procesa y muestra en el monitor o es

traducida en patrones numéricos. Mide los cambios en la conductividad de cada latido cardiaco, lo que provee mediciones continuas, no invasivas y en tiempo real de 17 variables hemodinámicas.¹¹

Los valores de la BIT son directamente proporcionales al contenido de fluido torácico; sin embargo, no es posible identificar la conductancia individual de los diferentes compartimentos (intravascular, intraalveolar e intersticial).¹¹

La ecocardiografía transtorácica (ETT) bidimensional (2D) y Doppler de onda pulsada del tracto de salida del ventrículo izquierdo (LVOT) se utiliza para determinar el GC en mujeres embarazadas y no embarazadas. La técnica es no invasiva, es segura y accesible para mujeres embarazadas, ya que muchos dispositivos de ultrasonido obstétrico permiten la actualización con soft-

ware cardiaco y sondas. En un estudio prospectivo se observó que la ecocardiografía transtorácica (ETT) es equivalente a la termodilución por cateterización de la arteria pulmonar con un catéter de Swan-Ganz (PAC) para la medición del GC. Dado su carácter no invasivo y su disponibilidad, la ETT podría considerarse como referencia para la validación de otras técnicas de monitoreo hemodinámico en mujeres embarazadas. La ETT es actualmente un método aceptado para la estimación del GC en el embarazo gracias a su carácter no invasivo y ausencia de radiación ionizante. Su uso en mujeres embarazadas se considera completamente seguro y aceptable, ha sido validado en el embarazo contra la termodilución y técnicas de dilución de colorante y se ha informado que es un método adecuado para la estimación del GC.⁷

USCOM[®], Ltd, Sydney, Australia (UltrasoundCardiac Output): utiliza el ultrasonido Doppler de onda continua con una sonda en la muesca supraesternal para obtener integrales de tiempo de velocidad (VTI) de flujo sanguíneo transaórtico en el tracto de salida del ventrículo izquierdo, emplea un algoritmo antropométrico que correlaciona el diámetro del tracto de salida con la altura dada por la paciente, USCOM[®] emplea las VTI para calcular el VS y por tanto el GC y produce un perfil hemodinámico. Además calcula el área de superficie corporal (ASC) usando el peso y la altura, USCOM[®] calcula la variable hemodinámica indexada corregida para BSA, los parámetros examinados incluyen índice cardiaco (IC), índice de volumen sistólico (IVS) y las resistencias vasculares sistémicas indexadas (RVSI).^{1,7} Puede utilizarse USCOM[®] como una alternativa clínicamente aceptable a la ecocardiografía en embarazo avanzado. Sus ventajas incluyen la facilidad con la que puede obtenerse un perfil hemodinámico, en comparación con la ecocardiografía convencional. Sin embargo, es un dispositivo operador dependiente, potencialmente sujeto a la variación interobservador. La obtención de un perfil hemodinámico utilizando USCOM requiere acceso a la muesca suprasternal (y alguna extensión del cuello del sujeto), no es factible usarlo para la evaluación hemodinámica continua, por ejemplo en el transoperatorio o intraparto.⁷

Sistema Model Flow-Nexfin Clear Sight[®] (antes Nexfin, Edwards Lifesciences, Irvine, USA) y CNAP (CNAP [TM] Monitor 500, CN Systems Medizintechnik AG, Graz, Austria): es capaz de medir la presión arterial de forma continua y completamente no invasiva mediante un manguito inflable alrededor del índice y/o del dedo medio. Después, pueden medirse los cambios en el diámetro mediante un fotopletoisógrafa infrarrojo integrado en el manguito del dedo, además el manguito del dedo es capaz de mantener constante el diámetro de las arterias «sujetas» aplicando de manera dinámica una contrapresión durante todo el ciclo cardiaco. Esta

tecnología mide de forma continua (latido a latido) la presión arterial y la PPV. El GC se calcula mediante la monitorización continua de la presión arterial y el análisis del contorno de la onda de pulso que se basa en el análisis del área de la onda de presión sistólica y en el método **Modelflow**. El CG, el VS, las RVS y un índice de contractilidad del VI se obtienen de manera continua. Tiene buena correlación con la termodilución.¹² Uno de los problemas con este dispositivo es que en pacientes con hipoperfusión existe el riesgo de necrosis distal del dedo donde se aplica el monitor.

Tecnologías mínimamente invasivas

Sistema MostCare de Vygon[®] (Vytech, Padova, Italy): análisis de la forma de onda de presión arterial, utiliza una versión modificada del algoritmo de Wesseling del análisis de la onda de pulso arterial y provee una medición en tiempo real de VS, también depende de la interacción entre los cambios en el VS y los cambios en la resistencia vascular. Requiere catéter intraarterial. Debido a que la forma de onda de la presión arterial no es sólo proporcional al VS y depende de la interacción entre los cambios en el VS y los cambios en la resistencia vascular *compliance* y la impedancia, algunos sistemas requieren una calibración inicial, mientras que otros son autocalibrados con base en normogramas integrados y datos antropomórficos. El VS es proporcional al área bajo la porción diastólica de la onda de presión arterial dividido entre las características de la impedancia aórtica, las cuales se obtienen a partir de los datos morfológicos de la curva de presión sin necesidad de calibración. La impedancia aórtica se estima mediante una fórmula que utiliza los principios de la mecánica cuántica y de la dinámica de fluidos. El VS se calcula para cada latido y el GC se obtiene multiplicando el volumen sistólico por la FC y se presenta como el valor medio de 12 latidos. Muestra un parámetro de monitorización exclusivo, la eficiencia del ciclo cardiaco o índice de estrés cardiaco (CCE) consiste en el trabajo realizado por el corazón dividido entre un ratio de gasto de energía. Refleja el gasto energético necesario para que el sistema cardiovascular mantenga un equilibrio hemodinámico.

PiCCO es un método de monitorización hemodinámica, mínimamente invasiva, mide el GC por termodilución transpulmonar (TDTP) y estima la precarga por medio del volumen sanguíneo intratorácico (ITBV). Requiere un catéter arterial con sensor de temperatura en su extremo distal (catéter de termodilución) y un catéter venoso central convencional al que se conecta externamente un sensor capaz de medir la temperatura de la solución inyectada. Una vez realizada la termodilución, el cálculo continuo del GC se obtiene mediante el análisis del contorno de la onda de pulso. La TDTP inicia

con un bolo de suero salino frío ($< 8\text{ }^{\circ}\text{C}$) a través de un sensor de temperatura e inyección situado en una vía central, el catéter de termodilución permite medir los cambios de temperatura con respecto al tiempo, por lo regular insertado en la arteria femoral. La termodilución axilar se aplica en pacientes en quienes el acceso femoral esté contraindicado o en los que resulte técnicamente complejo (bypass aortobifemoral, arteriopatía femoral, obesidad mórbida). Calcula el GC por análisis de la curva de TDTP usando la ecuación de Stewart-Hamilton. Se recomiendan tres mediciones para la calibración inicial del sistema y éstas deben realizarse cada ocho horas. Para la obtención de los parámetros es necesario introducir el valor de PVC cada vez que se efectúe una nueva calibración. Tiene la capacidad de calcular diferentes volúmenes de los compartimentos intravasculares, así como el líquido extravascular pulmonar. Estima la precarga cardiaca a través de dos parámetros: a) la medición del volumen global al final de la diástole (VGFDF), definido como la suma del volumen de sangre de las cuatro cavidades cardiacas y b) el índice de volumen sanguíneo intratorácico (IVSI) considerado como el volumen de sangre que hay en las cuatro cavidades cardiacas y en el lecho vascular pulmonar. Ninguno de estos parámetros se altera con la ventilación mecánica. La medición del agua extravascular pulmonar (AEP) supone una medida de cuantificación del edema pulmonar y permeabilidad vascular, índice de permeabilidad vascular pulmonar (IPVP). La VPP y la VVS aportan información sobre el estado de la volemia en pacientes ventilados.

FloTrac/Vigileo[®] es otra tecnología establecida que calcula SV en tiempo real sobre la base de la presión arterial continua, el análisis de forma de onda es el sistema FloTrac/Vigileo[®] (Edwards Life Sciences, Irvine, EUA): introducido en 2005. Sólo necesita una línea arterial habitual para conectar el sensor específico de FloTrac[®]. Los cálculos del sistema FloTrac[®] se basan en los 20 segundos más recientes de los datos hemodinámicos. En resumen, el cálculo del GC se basa en la relación entre presión y VS, ajustado por el valor K cada 60 s:

$$\text{GC} = \frac{1}{K} \times \text{frecuencia cardiaca} \times \text{APsd} \times K$$

Donde APsd es la desviación estándar de la presión arterial y K es un factor de autocalibración específico que cuantifica el *compliance* del vaso y la resistencia periférica derivada de una ecuación multivariable integrada. Las variables (sexo, edad, talla y peso) del paciente deben ingresarse en el sistema, también depende de los cambios en la variación sistólica del paciente con presión positiva en ventilación mecánica. Otra ventaja de este sistema es la medición continua de la SvO₂, la cual no se ve afectada en pacientes con ventilación

espontánea. No requiere calibración externa termodilución o dilución de ningún colorante, capta la señal de onda de pulso arterial, se obtiene de cualquier línea arterial periférica estándar y la desviación estándar de la presión del pulso se correlaciona empíricamente con el volumen sistólico, basado en las características demográficas del paciente (edad, sexo, estatura y peso), después del ajuste a las condiciones de este último para el cumplimiento vascular real.

El sistema calcula el volumen sistólico (VS), pulsatilidad arterial (desviación estándar de la presión del pulso en un intervalo de 20 s), resistencia y *compliance*. El GC se calcula de la siguiente manera:

$$\text{GC} = \text{FC} \times \text{VS}$$

VS = K x pulsatilidad (K es una constante que representa la *compliance* arterial y la resistencia vascular y se deriva de un modelo de regresión multivariante. La tasa de ajuste de K fue de un minuto (Software 1.07). La pulsatilidad es proporcional a la desviación estándar de la onda de presión arterial durante el intervalo de 20 s.

LiDCO rapid[®] es el sistema de monitoreo LiDCO[®] (*Lithium Dilution Cardiac Output* LiDCO[®] Group Ltd, Londres, Reino Unido): representa otro análisis latido a latido, mide el GC a partir de una onda de dilución con cloruro de litio y un sensor periférico del indicador litio, crea una curva similar a la termodilución, la cual se utiliza para la calibración continua del GC, latido a latido basado en el análisis de la fuerza de pulso. Para su calibración se inyecta un bolo del trazador cloruro de litio (0.002-0.004 M/kg) en una vía venosa, central o periférica y por medio de un electrodo en vía arterial, central o periférica, detecta la concentración de litio en sangre arterial y el tiempo transcurrido desde la administración, calcula el GC usando el área bajo la curva de concentración-tiempo. El VS se calcula a partir de la potencia de pulso tras la calibración con la solución de litio. Del periodo medio de paso del litio (MTt) se obtiene el volumen sanguíneo intratorácico (VSIT) como indicador de precarga. Al utilizar el análisis de la onda de presión de pulso para el análisis del VS permite también el cálculo del porcentaje de variación en la presión (VPP) o en el área (VVS) para predecir la respuesta a líquidos. Con la introducción manual de determinadas variables se obtienen las IRVS y RVS, así como el índice de transporte de oxígeno (IDO₂). Éste permite maximizar el aporte de oxígeno a los tejidos, consiguiendo optimizar la hemodinámica en pacientes de riesgo. En pacientes que presenten corto circuito intracardiaco, la curva de dilución puede verse alterada. El uso de relajantes musculares no despolarizantes y el tratamiento con sales de litio también ocasionarían errores en la determinación del GC. La técnica del LiDCO[®] muestra una

exactitud aceptable si se recalibra de forma frecuente, siempre que haya un cambio sustancial en la situación hemodinámica del paciente, en especial tras cambios en las medidas de soporte hemodinámico y es menos invasiva que PiCCO®.

Ecocardiograma transesofágico (ETE): mide el flujo sanguíneo en la parte descendente de la aorta mediante el uso de onda pulsada Doppler, muestra una velocidad e integral del tiempo, la llamada distancia de carrera o diastólica como producto de la distancia entre la sístole y el área de sección transversal de la aorta. VS y GC pueden calcularse de manera automática. Debido a que 30% aproximadamente del flujo sanguíneo sale del ventrículo izquierdo a las coronarias, extremidades superiores y al cerebro, sólo 70% del GC total se mide en el descenso de la aorta. El dispositivo **CardioQ®** (Deltex Medical, Chichester, West Sussex, UK) por ejemplo, usa un nomograma basado en la edad, altura, peso y sexo de los pacientes con el fin de calibrar la aorta descendente y el VS. Ya que la forma de onda de velocidad obtenida es dependiente de la posición correcta de la sonda, el clínico a menudo tiene que reajustar la sonda con el fin de mantener el ángulo de insonación lo más pequeño posible, es decir mantener la exactitud de las mediciones lo mejor posible. Cuanto más alto es el ángulo de insonación, mayor es el GC real subestimado. Desde el punto de vista anatómico, la aorta descendente y el esófago corren paralelamente al nivel donde la sonda esofágica debe situarse, provocando un ángulo de insonación de alrededor de 45°. Se requiere un periodo de entrenamiento que incluya no más de 12 pacientes para permitir mediciones fiables del GC, utilizando un ETE. A pesar de ser un método de monitoreo menos invasivo que GC, el ETE tiene que insertarse ciegamente en el esófago en pacientes sedados y con mayor frecuencia en pacientes ventilados de manera mecánica. En general debe tenerse en mente el riesgo de dañar las estructuras del esófago con complicaciones potencialmente graves.

Evidencia en paciente obstétrica

Una reserva contráctil miocárdica disminuida, agravada por los cambios fisiológicos del embarazo, puede ocasionar una falla cardíaca aguda durante el parto. La estimación del agua pulmonar que se obtiene por termodilución transpulmonar asegura el adecuado monitoreo hemodinámico en pacientes obstétricas con alto riesgo cardíaco. La reanimación dirigida no incrementa la congestión cardíaca y el edema pulmonar. La identificación de una paciente que responde a la administración de fluidos permite evitar el suministro de fármacos como la dobutamina o la noradrenalina que, según se ha descrito, alteran la perfusión placentaria. Es necesario conocer la información sobre la precarga, contractilidad

miocárdica y postcarga en la paciente obstétrica complicada para guiar la terapia de fluidos y el uso temprano de vasopresores.¹³

Las pacientes con trastorno hipertensivo del embarazo representan un verdadero reto para la optimización del volumen intravascular, en un embarazo normal existe una expansión de volumen plasmático con un nadir en el trabajo de parto; sin embargo, en las pacientes con trastornos hipertensivos hay un déficit de 600-800 mL/m² en comparación con un embarazo normal por la disminución de la presión coloidosmótica y la vasoconstricción que se asocia a una alteración en la perfusión de órganos, en especial a una alteración en la perfusión útero-placentaria que, como se mencionó anteriormente, no cuenta con autorregulación. Por otra parte también corren mayor riesgo de presentar edema agudo pulmonar por aumento de la permeabilidad capilar, gradiente de presión, disminución de la presión coloidosmótica y deterioro del ventrículo izquierdo. Por consiguiente, una expansión de volumen adecuada puede beneficiar a la paciente con trastornos hipertensivos del embarazo, pero una expansión excesiva de volumen incrementa el riesgo de desarrollar edema pulmonar. El objetivo principal del manejo perioperatorio del volumen es mejorar la perfusión materna y por ende la perfusión placentaria, así como el suministro fetal de oxígeno.

La administración de volumen debe ser individualizada de acuerdo con las condiciones hemodinámicas y comorbilidades de cada paciente. El GC es el mejor predictor de la perfusión útero-placentaria. La respuesta a líquidos suministrados por LiDCO se utilizó para optimizar el retorno venoso y el GC para reducir la incidencia de la hipotensión y eventos adversos neonatales.^{15,16}

El FloTrac/Vigileo™ es un método confiable para el monitoreo de la respuesta hemodinámica al bloqueo epidural en pacientes embarazadas.¹⁴

La ecocardiografía transesofágica (ETE) se ha empleado en el transquirúrgico por más de 20 años, por lo que la utilidad transoperatoria del ETE para pacientes de alto riesgo sometidos a cirugía no cardíaca ha sido bien establecida y apoyada por la Sociedad Americana de Anestesiólogos (ASA) y La Sociedad de Anestesiólogos Cardiovasculares. Éstas identifican las condiciones de inestabilidad hemodinámica como una indicación clase I para realizar ETE, ya que ayuda a establecer la etiología y a guiar la terapia en el transoperatorio.¹⁷⁻¹⁹

CONCLUSIONES

Existen numerosos estudios de monitoreo hemodinámico en la paciente obstétrica con el objetivo de minimizar la morbilidad y mortalidad materna. La monitorización hemodinámica no invasiva parece ganar terreno en los cuidados de pacientes críticos, en especial en pacien-

tes obstétricas con un claro efecto en la disminución de complicaciones, riesgo de infecciones y eventos trombóticos asociados sin dejar de aportar la información necesaria para la optimización hemodinámica de la paciente obstétrica en estado crítico. Aún se necesitan estudios más amplios que confirmen el beneficio potencial que aporta este monitoreo hemodinámico a la paciente obstétrica grave para la toma de decisiones.

BIBLIOGRAFÍA

- Vinayagam D, Gutierrez J, Binder J, Mantovani E, Thilaganathan B, Khalil A. Impaired maternal hemodynamics in morbidly obese women: a case-control study. *Ultrasound Obstet Gynecol*. 2017. doi: 10.1002/uog.17428. [Epub ahead of print]
- Vonck S, Staelens AS, Bollen I, Broekx L, Gyselaers W. Why non-invasive maternal hemodynamics assessment is clinically relevant in early pregnancy: a literature review. *BMC Pregnancy Childbirth*. 2016;16(1):302.
- Stott D, Bolten M, Salman M, Paraschiv D, Clark K, Kametas NA. Maternal demographics and hemodynamics for the prediction of fetal growth restriction at booking, in pregnancies at high risk for placental insufficiency. *Acta Obstet Gynecol Scand*. 2016;95(3):329-338.
- Meneses-Calderón J, Moreno-Santillán AA, González-Díaz JI, Díaz de León Ponce MA, Rodríguez-Roldán M, Castorena de Ávila R, et al. Medición hemodinámica en preeclampsia severa. *Rev Asoc Mex Med Crit y Ter Int*. 2008;22(1):10-14.
- Almela-Quilis A, Millán-Soria J, Alonso-Íñigo JM, García-Bermejo P. Monitorización hemodinámica no invasiva o mínimamente invasiva en el paciente crítico en los servicios de urgencias y emergencias. *Emergencias*. 2015;27(6):386-395.
- Hill CC, Pickinpaugh J. Physiologic changes in pregnancy. *Surg Clin North Am*. 2008;88(2):391-401, vii.
- Vinayagam D, Patey O, Thilaganathan B, Khalil A. Cardiac output assessment in pregnancy: comparison of two automated monitors with echocardiography. *Ultrasound Obstet Gynecol*. 2017;49(1):32-38.
- Vinayagam D, Thilaganathan B, Stirrup O, Mantovani E, Khalil A. Maternal hemodynamics in normal pregnancies: reference ranges and the role of maternal characteristics. *Ultrasound Obstet Gynecol*. 2017. doi: 10.1002/uog.17504. [Epub ahead of print]
- Fischer MO, Guinot PG, Biais M, Mahjoub Y, Mallat J, Lorne E; French Hemodynamic Team (FHT). A dynamic view of dynamic indices. *Minerva Anesthesiol*. 2016;82(10):1115-1121.
- Renner J, Grünwald M, Bein B. Monitoring high-risk patients: minimally invasive and non-invasive possibilities. *Best Pract Res Clin Anaesthesiol*. 2016;30(2):E201-E216.
- Meneses-Calderón J, Díaz de León Ponce M, Moreno-Santillán AA, González-Díaz JI, Amezola-Ceballos MA, Jiménez-Arroyo EP, et al. Medición de valores hemodinámicos en el embarazo normoevolutivo y puerperio inmediato por bioimpedancia torácica. *Rev Asoc Mex Med Crit y Ter Int*. 2007;21(3):149-153.
- Ochagavía A, Baigorri F, Mesquida J, Ayuela JM, Ferrándiz A, García X, et al. Monitorización hemodinámica en el paciente crítico. Recomendaciones del Grupo de Trabajo de Cuidados Intensivos Cardiológicos y RCP de la Sociedad Española de Medicina Intensiva, Crítica y Unidades Coronarias. *Med Intensiva*. 2014;38(3):154-169.
- Brogly N, Schiraldi R, Puertas L, Maggi G, Yanci EA, Maldonado-Ever HM, et al. Pulse contour analysis calibrated by transpulmonary thermodilution (Picco Plus®) for the perioperative management of a caesarean section in a patient with severe cardiomyopathy. *Rev Bras Anesthesiol*. 2016;66(3):329-332.
- Auler JO Jr, Torres ML, Cardoso MM, Tebaldi TC, Schmidt AP, Kondo MM, et al. Clinical evaluation of the flotracc/Vigileo system for continuous cardiac output monitoring in patients undergoing regional anesthesia for elective cesarean section: a pilot study. *Clinics (Sao Paulo)*. 2010;65(8):793-798.
- Bliacheriene F, Carmona MJ, Barretti Cde F, Haddad CM, Mouchalwat ES, Bortolotto MR, et al. Use of a minimally invasive uncalibrated cardiac output monitor in patients undergoing cesarean section under spinal anesthesia: report of four cases. *Rev Bras Anesthesiol*. 2011;61(5):610-618, 334-338.
- Xiao W, Duan QF, Fu WY, Chi XZ, Wang FY, Ma DQ, et al. Goal-directed fluid therapy may improve hemodynamic stability of parturient with hypertensive disorders of pregnancy under combined spinal epidural anesthesia for cesarean delivery and the well-being of newborns. *Chin Med J (Engl)*. 2015;128(14):1922-1931.
- Katz J, Shear TD, Murphy GS, Alspach D, Greenberg SB, Szokol J, et al. Cardiovascular collapse in the pregnant patient, rescue transesophageal echocardiography and open heart surgery. *J Cardiothorac Vasc Anesth*. 2017;31(1):203-206.
- Burrage PS, Sherman SK, Tsen LC, Fox JA, Wilusz K, Eltzschig HK, et al. Emergent transesophageal echocardiography in hemodynamically unstable obstetric patients. *Int J Obstet Anesth*. 2015;24(2):131-136.
- Ashford EJ, Klimkina O, Hassan ZU, Colclough G, Fragneto R. Transesophageal echocardiography monitoring in the delivery of a preeclamptic parturient with severe left ventricular noncompaction. *J Clin Anesth*. 2014;26(6):490-494.

Correspondencia:

Ángel Augusto Pérez Calatayud
 Unidad de Terapia Intensiva
 de Gineco-Obstetricia,
 Hospital General de México
 «Dr. Eduardo Liceaga».
 E-mail: gmemiinv@gmail.com