



Métodos no invasivos para la medición del gasto cardíaco

Dr. Francisco Javier Molina-Méndez,* Dra. María del Carmen Lespron-Robles**

* Jefe del Departamento de Anestesiología Cardiovascular.

** Médico Anestesiólogo Cardiovascular adjunto.

Instituto Nacional de Cardiología, México, D.F.

La necesidad para la cuantificación precisa del gasto cardíaco (GC) en pacientes quirúrgicos de alto riesgo, tanto en sala de operaciones como en el cuidado posoperatorio, es vital en la época moderna.

A pesar de los avances en resuscitación y cuidados de soporte, la disfunción orgánica progresiva ocurre en una gran proporción de pacientes con patología aguda que compromete su vida, principalmente en los pacientes programados para cirugía mayor. En 1870, Adolph Fick, describió el primer método de estimación del GC.

Hace 20 años, el gasto cardíaco era estimado por un catéter en la arteria pulmonar (CAP); en la actualidad, existen otras técnicas menos invasivas.

Existen muchos cambios desde la introducción del CAP en los años setenta, como método de medición se usó el método de termodilución. Aunque en el contexto de cirugía de alto y moderado riesgo el efecto benéfico del CAP ha sido establecido en un metaanálisis reciente, la naturaleza invasiva de la inserción del catéter y el considerable número de complicaciones que conlleva sus usos (infección, arritmias, trombosis, y ruptura de la arteria pulmonar) ha llevado a una disminución en su popularidad, lo que, a su vez, ha llevado a métodos alternativos que puedan sustituir al CAP.

Aunque los sistemas de estimación del GC no invasivo no han sido estandarizados, un gran número de métodos se encuentran descritos en la literatura.

GASTO CARDÍACO MEDIDO POR REINHALACIÓN DE DIÓXIDO DE CARBONO

La técnica de reinhalación parcial de dióxido de carbono (CO_2) usa el principio de Fick aplicado al CO_2 para estimar

el GC en forma no invasiva. El monitor NICO es el más ampliamente conocido. Mientras la técnica es fácil de usar, la correlación entre el NICO y la termodilución estándar tiende a mostrar que es adversamente afectada en pacientes que respiran espontáneamente, lo cual, limita el número de candidatos para su aplicación. No existen reportes de este dispositivo en pacientes hemodinámicamente inestables. Sin embargo, la técnica de reinhalación parcial no provee información del estado del volumen intravascular o de respuesta a fluidos, por esas razones está limitada en su aplicación clínica.

ANÁLISIS DE PRESIÓN DE PULSO

El análisis de la presión de pulso usa la curva arterial obtenida de un catéter arterial o un dispositivo (PROBE) en el dedo, para calcular el volumen sistólico (VS) y la resistencia vascular sistémica (RVS). Fue primeramente descrito por Erlanger y Hooker, en 1904.

El análisis de la presión de pulso está basada en la hipótesis que el volumen sistólico es proporcional a la presión de pulso arterial. En 1983 y, después de desarrollar un algoritmo por Wesseling para compensar los cambios de distensibilidad del vaso, fue posible calcular el volumen sistólico al integrar el área bajo la curva de la fase sistólica de la onda de presión y calcular el GC por multiplicar el VS por la frecuencia cardíaca.

Actualmente, existen una variedad de sistemas comerciales que hacen uso del método de análisis de la presión de pulso, y estos son divididos en dos grupos: calibrados o no calibrados. Los monitores que son «autocalibrados» son el FloTrack/

Este artículo puede ser consultado en versión completa en <http://www.medigraphic.com/rma>

Vigileo, Pulsioflex, el LidCO rápido, Nexfin y el monitor esCCO. Existen algunos dispositivos que son calibrados en forma externa, como el piCCOplus y el más reciente EV1000 que usa el método de termodilución transpulmonar; mientras que el lidCOplus utiliza la técnica de dilución de *litium* para algunos propósitos. Además, que esta herramienta es usada para estimar el gasto cardíaco, esos monitores pueden también ayudar a predecir la respuesta a fluidos. Desafortunadamente, todos necesitan de un catéter colocado en la arteria.

Recientemente, el monitor de nexfim –más que un monitor de invasión mínima es un monitor completamente no invasivo– se ha utilizado para determinar los parámetros hemodinámicos de los pacientes sin necesitar una línea arterial invasiva. El monitor Nexfin HD (BMEYE, Ámsterdam, Países Bajos) es un dispositivo que mide el gasto cardíaco (GC) de forma continua por un manguito inflable colocado en el dedo o dedos, que es la única interfaz con el paciente. El Nexfin HD mide GC continuamente mediante la combinación de presión arterial continua (PA) al instante y un nuevo método de contorno de pulso (Nexfin CO-Trek) basado en el área de presión sistólica y un modelo Windkessel de tres elementos fisiológicos individualizado para cada paciente. Los parámetros que se miden por el Nexfin HD incluyen presión arterial continua (sistólica, diastólica, media), la frecuencia cardíaca, el gasto cardíaco continuo (GCC), el volumen sistólico (VS), la resistencia vascular sistémica (RVS) y el índice de contractilidad ventricular izquierda (dp/dt).

Desde la invención de la oximetría de pulso por el investigador Takuo Aoyagi en 1974, la onda de pulso se ha convertido en la señal fundamental más utilizada en la práctica clínica. La onda del pulso puede proporcionar información de tiempo tales como transmisión de la presión intravascular, así como información sobre el cambio de volumen de la sangre arterial. El gasto cardíaco continuo estimado (esCCO) es una nueva tecnología para determinar el gasto cardíaco utilizando pulsos de tiempo de tránsito de la onda (PWTT) que se obtiene mediante la oximetría de pulso y señales del ECG de cada ciclo cardíaco y de la onda de pulso periférico. El esCCO proporciona en tiempo real y en forma continua la medición del gasto cardíaco no invasivo junto con los parámetros de signos vitales estándares de ECG y SpO₂.

El gasto cardíaco estimado por esCCO no ha mostrado ser mejor en los escenarios del paciente grave, tanto en sala de operaciones como en las terapias intensivas y en diferentes escenarios cuando se compara con la ecocardiografía transstorácica (ETT) (la ETT es un método no invasivo para la estimación del gasto cardíaco al medir la integral velocidad tiempo directamente del trácto de salida del ventrículo izquierdo, utilizando el Doppler estimado del volumen sistólico y el diámetro del trácto salida, así como la frecuencia cardíaca). Al comparar la ecocardiografía transtorácica con el método de termodilución, la correlación es más satisfactoria. Aunque

la técnica de la estimación del gasto cardíaco con esCCO es totalmente menos invasiva y ésta puede ser usada en la fase temprana de sepsis en pacientes con ventilación espontánea y en aquéllos con ventilación mecánica.

ECOCARDIOGRAFÍA TRANSESOFÁGICA (ETE) PARA LA ESTIMACIÓN DE LA FRACCIÓN DE EYECCIÓN EN PACIENTES EN ESCENARIO DE CIRUGÍA NO CARDÍACA

Recientemente, la Sociedad Americana de Anestesiólogos (ASA), ha publicado las guías prácticas del uso de la ETE en el período perioperatorio al establecer las recomendaciones de su uso en cirugía no cardíaca.

La ETE puede ser una herramienta importante durante el período perioperatorio para monitoreo en pacientes con grandes comorbilidades o si una inestabilidad hemodinámica es esperada o ésta ocurre en el transoperatorio.

Los pacientes que se benefician con el monitoreo de la ETE incluyen a aquéllos con compromiso cardiovascular conocido o sospechado, pacientes con hipotensión y/o hipoxemia persistente y pacientes de cirugía mayor de trauma torácico y/o abdominal no explicable con los métodos tradicionales.

Función ventricular izquierda

La fracción de eyección o función ventricular izquierda global puede ser estimada por medición del área de sección-transversa de la sístole o diástole.

Existen algunas alternativas para medir la fracción de eyección que pueden ser usadas, saber: fracción de acortamiento, cambio de área fraccional o método de discos (método de Simpson's modificado).

Las mediciones con ETE Doppler de la velocidad del flujo del trácto de salida del ventrículo izquierdo (TSVI) o válvula aórtica aunadas al tamaño de obstrucción del TSVI o válvula permite el cálculo del gasto cardíaco. Contrariamente a otras técnicas de medición del gasto cardíaco (Flo-trac, CAP), la ETE permite la visualización del ventrículo izquierdo y, por lo tanto, la evaluación de anomalías de la pared regional.

Si la inestabilidad hemodinámica está relacionada con una disminución aguda del flujo coronario, es esencial que la causa se identifique tan pronto como sea posible y se tomen acciones rápidas para restaurar el flujo sanguíneo o disminuir el consumo de oxígeno inmediatamente para evitar la pérdida de la función en forma permanente. La hipotensión relacionada con alteraciones de la movilidad regional de la pared puede ser identificada instantáneamente por ETE. Aunque es raro, la obstrucción al trácto de salida del ventrículo izquierdo puede causar una severa inestabilidad hemodinámica y el uso de drogas como

vasopresoras puede agravar este cuadro de hipotensión al incrementar la postcarga del ventrículo izquierdo y agravar dicha obstrucción; esta situación es frecuente durante la terapia con drogas sin conocer la etiología de dicha hipotensión.

Aunque no existe un dispositivo perfecto, se pueden encontrar varios para la medición del gasto cardíaco de forma no invasiva o de invasión mínima para diferentes pacientes y escenarios.

REFERENCIAS

1. Wagner JY, Prantner JS, Meidert AS, Hapfelmeier A, et al. Noninvasive continuous versus intermittent arterial pressure monitoring: evaluation of the vascular unloading technique (CNAP device) in the emergency department. *Scandinavian Journal of Trauma, Resuscitation and Emergency Medicine*. 2014;22:28.
2. Rebe A, Klimkina O, Hassan Z. Transesophageal echocardiography for the non cardiac surgical patient. *Int Surg*. 2012;97:43-55.
3. Marik PE. Noninvasive cardiac output monitors: A state-of the-art review. *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*. 2013;27(1):121-134.
4. Critchley LA, Lee A, Ho AM. A critical review of the ability of continuous cardiac output monitors to measure trends in cardiac output. *Anesth Analg*. 2010;111:1180-1192.
5. Montenij LJ, de Waal EE, Buhre WF. Arterial waveform analysis in anesthesia and critical care. *Curr Opin Anaesthesiol*. 2011;24:651-656.
6. Oren-Grinberg A. The PiCCO monitor. *Int Anesthesiol Clin*. 2010;48:57-85.
7. Ceconi M, Dawson D, Casaretti R, et al. A prospective study of the accuracy and precision of continuous cardiac output monitoring devices as compared to intermittent thermodilution. *Minerva Anestesiol*. 2010;76:1010-1017.
8. Monnet X, Anguel N, Jozwiak M, et al. Third-generation FloTrac/Vigileo does not reliably track changes in cardiac output induced by norepinephrine in critically ill patients. *Br J Anaesth*. 2012;108:615-622.
9. Su BC, Tsai YF, Chen CY, et al. Cardiac output derived from arterial pressure waveform analysis in patients undergoing liver transplantation: Validity of a third generation device. *Transplant Proc*. 2012;44:424-428.
10. Chamos CH, Vele L, Ham M. Less invasive methods of advanced hemodynamic monitoring: principles, devices, and their role in the perioperative hemodynamic optimization. *Perioperative Medicine*. 2013;2:1-11.