

## REVISIÓN

**MONITORIZACIÓN NO INVASIVA DEL GASTO CARDÍACO**INT. MARCOS RATTALINO<sup>1</sup>.DRA. CLAUDIA CARVAJAL<sup>2</sup>.

## INTRODUCCIÓN

La monitorización de la función circulatoria tanto en el intraoperatorio como en el paciente crítico se ha basado en la medición seriada de variables como la frecuencia cardíaca, la presión arterial, el electrocardiograma y la clínica (conciencia, diuresis, perfusión distal, etc). Con el advenimiento de nuevas tecnologías, principalmente impulsadas por la complejidad de los pacientes tratados, ha sido posible monitorizar de forma más precisa –y más invasiva– algunos parámetros hemodinámicos<sup>1</sup>. Uno de ellos es el gasto cardíaco (GC), el cual es hoy de uso rutinario gracias a la disponibilidad del Catéter de Arteria Pulmonar (CAP). Considerado como el gold standard para la medición del GC<sup>2</sup>, este instrumento diseñado por los Drs. Swan, Ganz y Forrester en 1970<sup>3</sup> se ha vuelto actualmente uno de los procedimientos más comunes de monitorización, especialmente en pacientes críticos<sup>4</sup>. Según reportes en E.U. se instalan alrededor de 1 millón de CAP por año<sup>5</sup> que se traduce en un alto costo económico, lo cual sumado a la controversia aún no resuelta sobre su utilidad<sup>6-10</sup> ha orientado los esfuerzos hacia la creación de instrumentos igual de precisos pero sin los riesgos y complicaciones inherentes a cualquier método invasivo.

Esta revisión tiene por finalidad presentar los métodos alternativos al CAP disponibles para la medición del GC, haciendo énfasis en la utilidad y limitaciones de cada uno de ellos.

## DETERMINACIÓN DEL GASTO CARDÍACO (GC)

El GC se define como el flujo sanguíneo total generado por el corazón, el cual en un adulto normal en reposo varía entre 4 a 6,5 l/min (Tabla 1). Ya que el GC se regula dependiendo los requerimientos metabólicos tisulares, su medición proporciona una valoración global de la circulación.

Conocer el valor del GC en tiempo real junto con otras variables hemodinámicas como las presiones de llenado (PVC o PwAP) o la presión de arteria pulmonar (PAP), permite un manejo más fino desde el punto de vista cardiovascular y se justifica ya que está probado que los pacientes críticos o de alto riesgo quirúrgico con bajo GC persistente tienen mayor morbimortalidad asociada<sup>11</sup>. Así también la valoración clínica de este parámetro ha mostrado ser muy variable, incluso reportándose un error en su estimación sobre el 65% de los casos<sup>12</sup>.

La determinación del GC a través del método de termodilución se ha convertido en el más aplicado, debido principalmente a su facilidad en la ejecución, en comparación con el método de Fick, previamente utilizado con este fin<sup>13</sup>. Este

<sup>1</sup> Interno de Medicina.

<sup>2</sup> Instructor, Departamento Anestesiología, Pontificia Universidad Católica de Chile.

TABLA 1. VALORES HEMODINÁMICOS NORMALES

	Media	Intervalo
GC (l/min)	5,0	4,0-6,5
Índice cardíaco (l/min/m <sup>2</sup> )	2,9	2,5-4,2
Volumen sistólico (ml)	75	60-90
Resistencia vascular sistémica (Dinas·seg·cm <sup>-5</sup> )	1200	800-1600
Resistencia vascular pulmonar (Dinas·seg·cm <sup>-5</sup> )	80	40-180
Contenido arterial de oxígeno (ml/dl)	18	16-20
Contenido venoso mixto de oxígeno (ml/dl)	14	13-15
Diferencia arterio-venosa de oxígeno (ml/dl)	4	3-5
Consumo de oxígeno (ml/min)	225	200-250

Modificado de Miller's Anesthesia, 6<sup>th</sup> Edition.

método consiste en la inyección de solución salina a un volumen y temperatura conocidos, dentro de la aurícula derecha, el cual gracias a un termistor ubicado en la punta del CAP es capaz de medir los cambios de temperatura a nivel de la arteria pulmonar. El GC es calculado a través del análisis de la curva de termodilución, aplicando la ecuación de Stewart-Hamilton. Este es inversamente proporcional al área bajo la curva obtenida<sup>14</sup> (Figura 1).

Dentro de los métodos no invasivos desarrollados para la determinación del GC, existen cuatro grupos generales:

1. Métodos ultrasonográficos.
2. Monitorización mediante bioimpedancia.
3. Reinalación parcial de CO<sub>2</sub>.
4. Análisis de onda de pulso.

### 1. Métodos ultrasonográficos

El ultrasonido como método diagnóstico ha adquirido gran popularidad y se puede utilizar para la medición del GC.

Se basa en el principio físico de que el flujo que pasa por un orificio fijo es directamente proporcional al área de este orificio y a la velocidad del flujo (Ecuación 1).

Ecuación N° 1:

$$\text{Flujo (cm}^3/\text{seg)} = \text{Área (cm}^2) \times \text{velocidad de flujo (cm/seg)}$$

Para conocer la velocidad del flujo se utiliza ecografía Doppler. El principio Doppler se basa en que un objeto en movimiento puede alterar la frecuencia del sonido reflejado. De tal modo

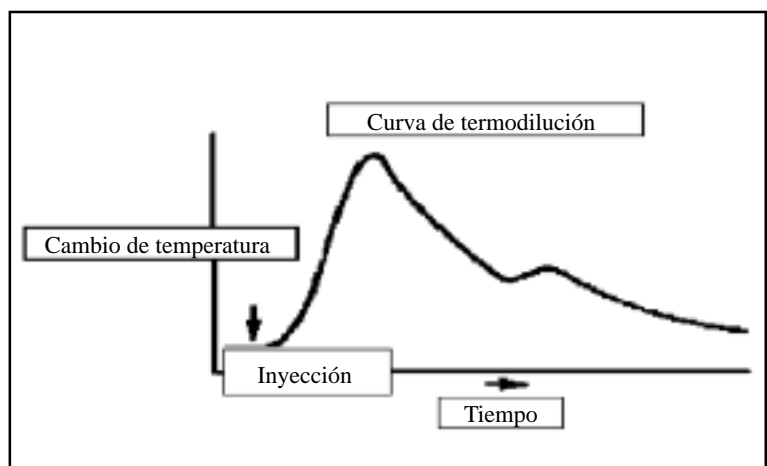


Figura 1. Curva de termodilución por determinación del GC.

que al aplicar ondas de sonido de alta frecuencia sobre un lecho sanguíneo, estas van a chocar contra las células en movimiento y van a ser reflejadas hacia la fuente de origen con distinta frecuencia (aumentada o disminuida, dependiendo si el flujo se acerca o se aleja de la fuente). Este cambio de frecuencia Doppler se relaciona con la velocidad de los objetos impactados y el ángulo con el cual se golpea dichos objetos. La ecuación de Doppler resume estas relaciones (Ecuación 2).

Ecuación N° 2:

$$\text{Velocidad de flujo} = \frac{c \times \Delta f}{2f \times \text{Cos}\theta}$$

Donde:

$c =$  Velocidad del sonido

$\Delta f = f_{\text{reflejada}} - f_{\text{transmitida}}$  cambio de frecuencia doppler

$\theta =$  Ángulo de incidencia entre doppler y vector de velocidad

Las mejores mediciones de Doppler son hechas cuando el transductor está alineado paralelo al flujo sanguíneo, ya que en este caso el ángulo de incidencia sería  $0^\circ$  y el  $\text{cos}\theta$  es 1, contrario a un ángulo de incidencia de  $90^\circ$  donde el  $\text{cos}\theta$  es 0, lo cual anula la ecuación.

Una vez obtenida la velocidad del flujo sanguíneo, es posible establecer el volumen sistólico conociendo el área transversal del vaso. Finalmente el GC se obtiene del producto entre el VS y la frecuencia cardíaca.

Actualmente son dos las técnicas más utilizadas:

a) Doppler esofágico (DE): uno de los métodos más aceptados de monitorización de GC con mínima invasividad. Su técnica es relativamente sencilla, consiste en la colocación de la sonda aproximadamente a 35 cm de la arcada dentaria, en el esófago a nivel de la aorta descendente (espacio T5-6), con el transductor en ángulo fijo y lo más paralelo posible (Figura 2). Dentro de las ventajas destaca su facilidad de utilización, su seguridad por ser mínimamente invasivo, la rapidez con que se puede iniciar la monitorización y que requiere una experiencia mínima para una aplicación clínica satisfactoria<sup>15</sup>, además de que entrega información de forma continua.

Dentro de las limitaciones destaca que su precisión es acotada en determinar de manera absoluta el GC, ya que estima sólo el flujo que pasa por la aorta descendente, impidiendo una estimación fidedigna del GC en determinadas situaciones, como es el caso de pacientes valvulopatas, embarazadas o con aorta clampeada. De igual manera, no permite la medición directa del área transversal del vaso (este valor se toma de tablas según las características del paciente), por lo cual puede ser imprecisa en pacientes con enfermedad de la aorta torácica<sup>15</sup>. Por otra parte, no se aplica fácilmente en enfermos no intubados, y posee una ventana acústica variable.

En los estudios realizados para su validación, ha mostrado resultados dispares en medición de GC comparado con CAP<sup>16,17</sup>. Se ha demostrado algún beneficio, para optimizar el manejo de volumen en pacientes críticos<sup>18</sup>. Dentro de la experiencia local, se encuentra la de Andresen et al<sup>19</sup>, que comparó en pacientes con shock séptico y cardiogénico el GC obtenido por medición con DE vs CAP. Se encontró una variabilidad media de 0,5 l/min (IC 95%-1,51-0,52),

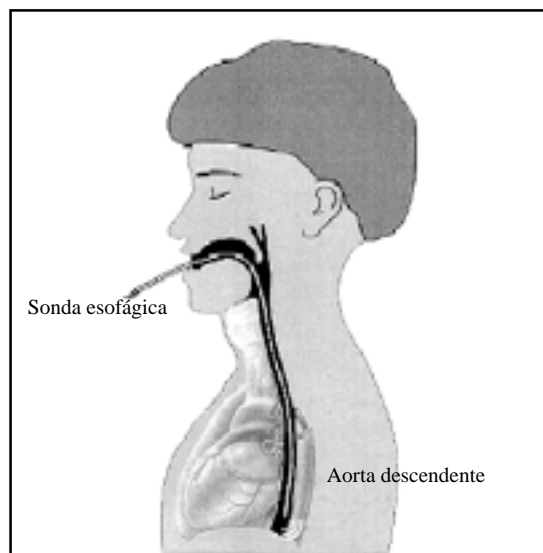


Figura 2. Doppler esofágico.

Doppler esofágico: esquema de posicionamiento de la sonda de US con relación a la aorta descendente. (Modificado de Botero M, Lobato EB. Advances in noninvasive cardiac output monitoring: an update. J Cardiothorac Vasc Anesth. 2001 Oct;15(5): 633)

con una concordancia entre las técnicas de 83,3%, por lo cual los autores lo proponen como técnica alternativa, sin embargo destacan la necesidad de más estudios que lo confirmen.

En definitiva, el DE todavía no muestra consenso acerca de su precisión en medir GC, y actualmente no es considerado un sustituto del CAP, pero sí podría estar indicado como dispositivo adicional.

- b) Ecocardiografía transesofágica (ETE): Método con amplias ventajas dado que además entrega información acerca de la anatomía y función ventricular, estima precarga, así como también sirve de evaluación en eventuales episodios de isquemia o alteraciones valvulares.

Considerado buena alternativa de medición de GC intraoperatorio, presenta muy aceptable correlación con el GC medido por CAP. El volumen sistólico puede ser calculado en varias localizaciones del corazón o los grandes vasos que permiten una apropiada señal de Doppler y la medición, en el mismo sitio, del área transversal. Las mediciones preferidas por ser más accesibles y confiables son la medición en el tracto de salida del ventrículo izquierdo (VI) o en la válvula aórtica. Una de las aproximaciones con mejores resultados reportada es la de Perrino et al<sup>20</sup>, en la cual se posiciona el transductor para obtener una visión apical (transgástrica) del VI en un eje transversal. Luego, al rotar el transductor en 120° es posible obtener una imagen del tracto de salida aórtico alineado con el eje del Doppler y, si por planimetría triangular se mide el área de la válvula aórtica<sup>21</sup>, es posible la estimación del GC (Figura 3).

Otras zonas donde se pueden hacer estimaciones, aunque con menor precisión, son a nivel de la arteria pulmonar, tracto de salida del ventrículo derecho o en la válvula mitral. La principal limitante de la ETE es la necesidad de tener al paciente intubado, que son mediciones puntuales (no es continuo), y que es operador dependiente (necesita alta experiencia).

Existen otros métodos que utilizan también ultrasonido, pero que tienen más limitaciones y hoy son poco utilizados, como los transductores

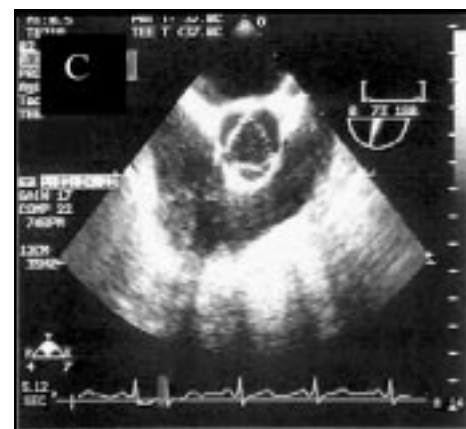
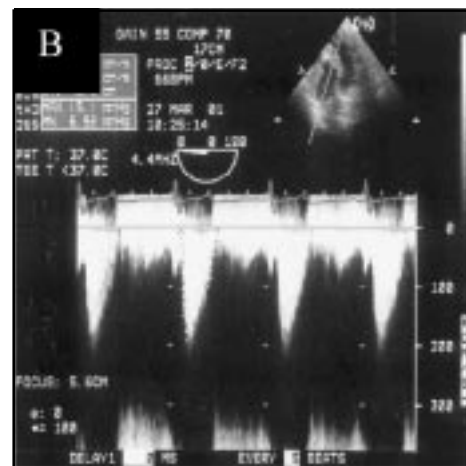
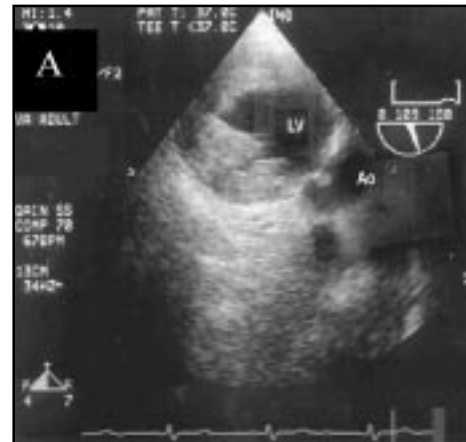


Figura 3. Ecocardiografía transesofágica.

ETE: A) Visión ecográfica transgástrica del tracto de salida del VI (posicionada a 120°). B) Doppler continuo del flujo aórtico. C) Imagen en eje corto de la válvula aórtica, y planimetría usando modelo triangular. (Modificado de Botero M, Lobato EB. Advances in noninvasive cardiac output monitoring: an update. J Cardiothorac Vasc Anesth. 2001 Oct;15(5):635-36).

de ultrasonido (US) acoplados al CAP y la US transtraqueal.

## 2. Bioimpedancia eléctrica transtorácica (BET)

Este método derivó de las técnicas desarrolladas para el estudio de la función cardiovascular en los vuelos espaciales. Desarrollado por Kubicek et al<sup>22</sup> en 1966, se basa en los cambios de resistividad eléctrica (o impedancia) de la cavidad torácica durante la sístole dados por el flujo sanguíneo eyectado hacia la aorta ascendente. El GC se obtiene a partir del producto del VS y la frecuencia cardíaca.

La BET requiere la utilización de 2 sets de electrodos ubicados alrededor del cuello y otros a nivel torácico ínfero-lateral (Figura 4). Para medir la impedancia eléctrica, se aplica corriente alterna de baja amplitud y alta frecuencia, la cual es sensada por los electrodos e integrada de tal manera que permite el cálculo del VS.

Los estudios de validación han mostrado una excelente correlación en individuos sanos. Sin embargo, los resultados son inconstantes en otros escenarios, como lo reportado en pacientes críticos, con arritmias, edema pulmonar agudo, derrame pleural o esternotomías, dado

principalmente por la alteración de la caja torácica<sup>23</sup>. De la misma manera se ha reportado gran discordancia entre BET y CAP en la determinación de GC en pacientes que se realiza cirugía abdominal<sup>24</sup>.

A pesar del desarrollo de nuevas generaciones de dispositivos de medición de GC por BET, aún no existe consenso sobre su aplicación a todo tipo de pacientes, quedando limitada su utilización para estudios en voluntarios sanos o animales de experimentación<sup>25</sup>.

## 3. Reinhalación parcial de CO<sub>2</sub>

Este método se basa en un replanteamiento de la ecuación de Fick, utilizando la eliminación de dióxido de carbono (CO<sub>2</sub>) en lugar de la captación de oxígeno. Se basa en que el flujo sanguíneo a través del alvéolo es igual a la relación entre captación o eliminación de un gas (en este caso el CO<sub>2</sub>) y la diferencia de este gas entre la sangre que entra y sale de los pulmones (venosa menos arterial).

Se utiliza el cambio en la producción de CO<sub>2</sub> en respuesta a un período de reinhalación programado y el GC es estimado entonces a partir de este cambio en la eliminación de CO<sub>2</sub> (Ecuación 3).

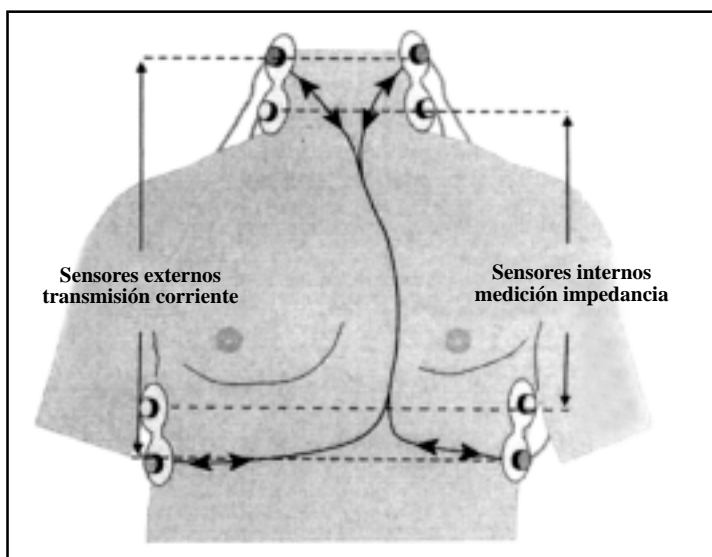


Figura 4. Bioimpedancia eléctrica.

BET: Esquema de posicionamiento de electrodos alrededor del cuello y a nivel torácico bajo para la determinación del GC. (Modificado de Botero M, Lobato EB. Advances in noninvasive cardiac output monitoring: an update. J Cardiothorac Vasc Anesth. 2001 Oct;15(5):638).

Ecuación N° 3

$$Q = \frac{VCO_2}{(CVCO_2 - CaCO_2)}$$

Donde:

Q = Gasto cardíaco

$VCO_2$  = Tasa de eliminación del dióxido de carbono

$CVCO_2$  = Contenido de dióxido de carbono en la sangre venosa mixta

$CaCO_2$  = Contenido de dióxido de carbono en la sangre arterial

El sistema disponible actualmente es el NICO2 system® (Novamatrix Medical Systems, Inc, Wallingford, CT), el cual mide flujo de aire, presión y concentración de CO<sub>2</sub> de manera permanente. Además posee una válvula neumática de reinhalación y un tubo ajustable correspondiente a espacio muerto, el cual se utiliza como reservorio para la posterior inhalación de

CO<sub>2</sub>. Este dispositivo es conectado entre el paciente y el circuito de ventilación.

La medición del GC se determina a partir de un período de reinhalación de entre 35 a 50 segundos en el cual se activa la válvula y cierra el circuito en forma de loop, acumulando CO<sub>2</sub> para la próxima respiración. Al inhalarse el CO<sub>2</sub> acumulado se produce un incremento en la concentración alveolar de CO<sub>2</sub>, lo que reduce la difusión de CO<sub>2</sub> desde la sangre al alvéolo, elevando el contenido arterial de CO<sub>2</sub>. Posteriormente se producen un período de reestabilización, durante el cual se abre la válvula y se vuelve a los niveles de CO<sub>2</sub> basales. Este ciclo se realiza cada 3 minutos. Es así como los cambios en la producción de CO<sub>2</sub> y en el CO<sub>2</sub> espirado en relación a un período de reinhalación se usan para calcular el GC (Figura 5).

Dentro de las principales características de este método destacan su diseño completamente no invasivo, sencillo y la posibilidad de reali-

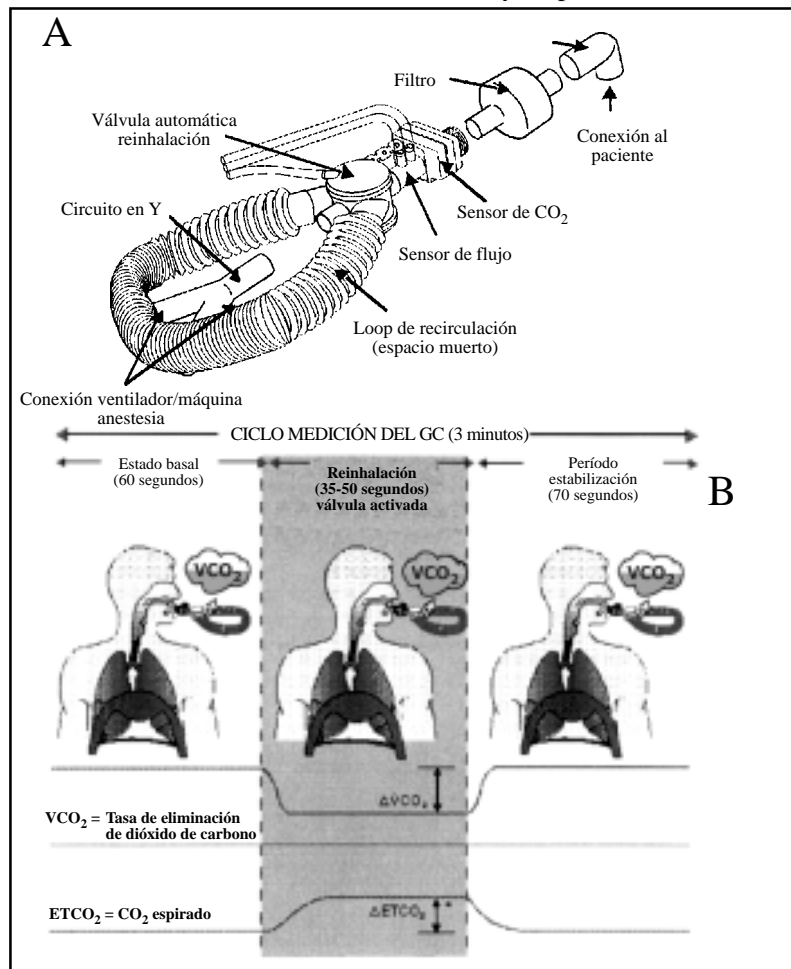


Figura 5. El sistema NICO2.

NICO<sub>2</sub>: A) El dispositivo cuenta con un sensor de flujo de aire, sensor de CO<sub>2</sub>, un tubo ajustable (espacio muerto) y una válvula neumática. Este se conecta entre el tubo endotraqueal del paciente y el circuito de ventilación. B) Ciclo de medición de GC a partir de un período de reinhalación de CO<sub>2</sub>, durante el cual se produce un aumento transitorio en el EtCO<sub>2</sub> y una disminución en la VCO<sub>2</sub>, permitiendo el cálculo del GC a través de la ecuación modificada de Fick (Modificado de Botero M, Lobato EB. Advances in noninvasive cardiac output monitoring: an update. J Cardiothorac Vasc Anesth. 2001 Oct;15(5): 637-8).

zarse cada pocos minutos. Dentro de las limitaciones está su empleo exclusivo en pacientes intubados, al igual que como todas las técnicas de Fick, establece el flujo sanguíneo capilar pulmonar como indicador del GC total, debiendo corregirse en los casos de shunt pulmonar. Los estudios de validación de esta técnica comparada con el CAP son aún en grupos pequeños, sin embargo sugieren una correlación razonablemente buena. Odenstedt et al<sup>26</sup> refiere una buena correlación con CAP, incluso en pacientes con inestabilidad hemodinámica. Por su parte, Tachibana et al<sup>27</sup> reporta una moderada correlación con CAP, con una importante subestimación del GC a través de esta técnica cuando se recurre a patrones de ventilación de menos de 6 ml/kg. Por otro lado, el tiempo de reinhalación no parece ser significativo entre 35 ó 50 segundos, correlacionándose adecuadamente en ambos casos<sup>28</sup>. Recientemente Botero et al<sup>29</sup> estudió a 68 pacientes operados cardíacos, encontrando de la misma manera una tendencia a subestimar el GC por esta técnica, concluyendo que por ahora no constituye un reemplazo para el CAP, pero que es una técnica factible de

practicar como alternativa. De esta manera se puede decir que los estudios son limitados al respecto, pero que pudiese encontrar utilidad en determinados pacientes, como por ejemplo los operados cardíacos<sup>30</sup>.

#### 4. Análisis de onda de pulso

Bajo este título se agrupan distintas técnicas, las cuales comparten en común el cálculo del GC a partir del análisis del área bajo la curva de la onda arterial de pulso (Figura 6). Es el método más invasivo dentro de los aquí expuestos.

La mayoría se basa en la técnica de dilución transpulmonar (DTP), que consiste en la inyección por vía venosa de una sustancia determinada con la posterior medición en el sistema arterial, relacionando el cambio de la concentración con el flujo que transportó la sustancia, en este caso el GC.

Actualmente se dispone de dos sistemas de medición de GC por DTP: uno que se basa en el empleo del ión litio, y otro que se basa en el empleo de soluciones frías para medición del GC por variación térmica.

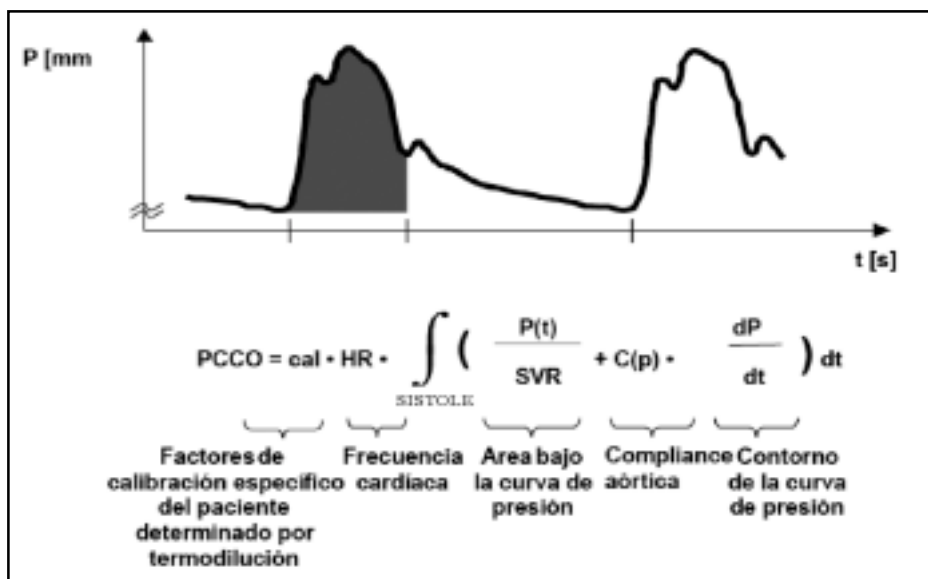


Figura 6. Esquema de análisis de onda de pulso.

Determinación del GC por análisis de onda de pulso: el GC es obtenido por medio del cálculo del área bajo la curva arterial, en su porción sistólica. Esta área es proporcional al volumen de eyección y al gasto cardiaco del ventrículo izquierdo. Esta proporción puede variar en ciertas circunstancias como arritmias, uso de vasopresores y con las variaciones que sufre la pared aórtica con la edad. Previamente es obtenido el GC por dilución transcardiopulmonar, y es utilizado para calibrar el análisis del contorno del pulso para cada función de distensibilidad aórtica de cada paciente en particular. En estas condiciones, es posible disponer del gasto cardiaco latido a latido a través de la curva de presión arterial. (Modificado de Taller «Monitoreo de la volemia y agua pulmonar extravascular en UCI» Dr. Vinko Tomacic F.)



- a) LiDCO<sup>®</sup> (LiDCO Group Plc, London): consiste en la aplicación de pequeñas dosis de ion litio inyectado por un acceso venoso, ya sea central o periférico, y posteriormente sensado en un catéter arterial periférico, a partir del cual se obtiene el GC (Figura 7). Es posible obtener GC continuo luego de una calibración inicial por DTP (PulseCO<sup>®</sup>). Dentro de las ventajas destaca la entrega de múltiple información aparte del GC (Índice Cardíaco, Volumen Sistólico, Variación del Volumen Sistólico, etc.). Con respecto a las limitaciones se han descrito las interferencias en la medición en pacientes usuarios crónicos de litio y las variaciones en pacientes recibiendo infusiones continuas de relajantes musculares<sup>30</sup>, así como también la necesidad de recalibración del sistema de forma permanente (al menos cada 8 horas). De todas formas existen múltiples estudios que plantean este método como válido y con buena correlación con el CAP en distintas situaciones clínicas<sup>31-33</sup>. Por ahora este método no ha sido probado a nivel local.
- b) PiCCO<sup>®</sup> (Pulsion Medical System, Munich): este método requiere un acceso

venoso central el cual es conectado a un sensor de temperatura, y un catéter arterial femoral, que además de medir presión arterial, posee un sensor de temperatura en su extremo distal. De esta manera calcula el GC por análisis de la curva de DTP usando la ecuación de Stewart-Hamilton<sup>34</sup> (Figura 8). De la misma manera que el método anterior, es capaz de entregar el GC de manera continua, requiriendo también de calibraciones periódicas por DTP. Por otra parte, es capaz de entregar variables como el Índice Cardíaco, Volumen Sistólico, Volumen Sanguíneo Intratorácico (VSI) y Agua Pulmonar Extravascular (APEV), lo que pudiese modificar la conducta terapéutica, posibilitando un manejo más fino y proporcionado de la resucitación con fluidos, optimizando el empleo de drogas vasoactivas y guiando eventuales terapias depletivas con diuréticos o procedimientos dialíticos<sup>35</sup>. Múltiples estudios se han efectuado con este método, mostrando en general buena correlación con el GC medido por CAP. Recientemente Ostergaard et al<sup>36</sup> y Halvorsen et al<sup>37</sup> estudiaron esto en pacien-

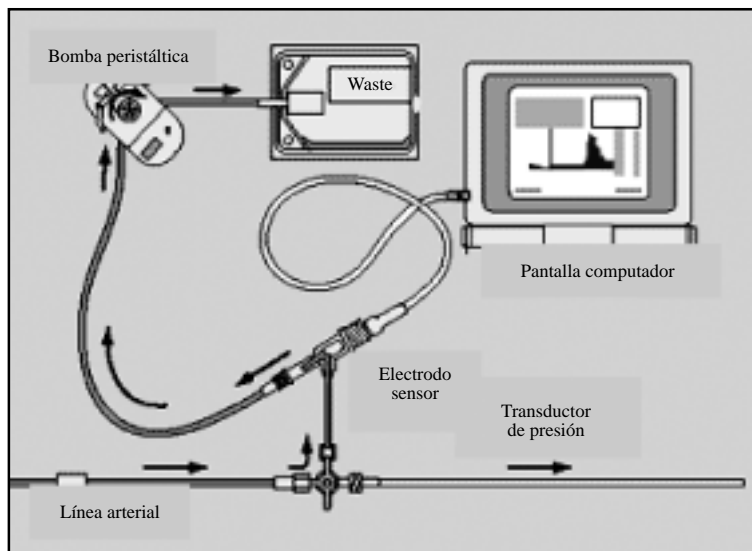


Figura 7. Sistema LiDCO.

Sistema LiDCO: El sistema consta de un electrodo sensor de ion Litio, el cual es añadido a través de una llave de tres pasos a la línea arterial. Al abrirse la llave hacia el sensor éste es capaz de determinar la concentración de Li, lo que posteriormente se transformará en una curva a partir de la cual se estimará el GC. El flujo a través del sensor es controlado por una bomba peristáltica a 4 ml/min. Posteriormente a esta calibración inicial, es posible obtener GC continuo a partir del análisis de la onda de pulso arterial. (Modificado de Jonas, M. Real time, continous monitoring of cardiac output. Int Journal of Intensive Care. Spring 2002.)



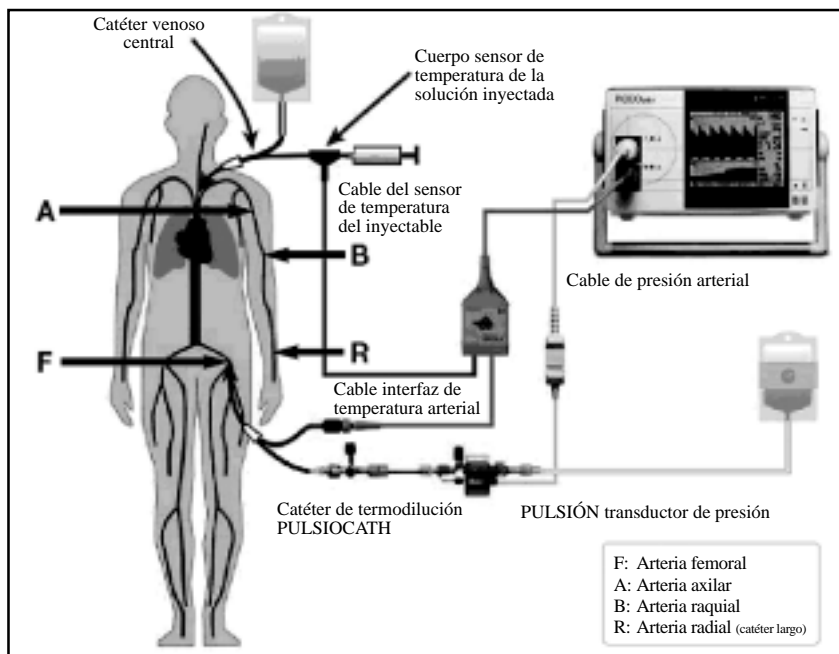


Figura 8. El Sistema PiCCO.

Sistema PiCCO: El cálculo del GC se realiza inyectando, a través de un catéter venoso central 10 a 20 ml de solución salina isotónica fría (7 a 9°C). La curva de termodilución resultante es obtenida por un termistor ubicado en el extremo de una línea arterial femoral diseñada para este efecto. Luego el computador calcula el GC, y a partir de esta calibración inicial se analiza la onda de pulso para entregar GC de manera continua (Modificado de PULSION Medical Systems Manual. Tecnología PiCCO).

tes revascularizados cardíacos, mostrando buena precisión comparando el CAP con la DTP, pero con baja concordancia al medirlo en forma continua a través del análisis del contorno de pulso, recomendando la calibración permanente del sistema a través de DTP. Y es ésta una de las principales limitantes del sistema, ya que el método de análisis de onda de pulso se fundamenta en principios físicos e implica cálculos basados en modelos fisiológicos que no siempre se aplican clínicamente, como la propiedad no lineal de la distensibilidad aórtica y la relación entre la resistencia periférica y la aórtica<sup>38</sup>. De todas maneras su uso se sustenta en la posibilidad de entregar información de manera continua, orientando y permitiendo la toma de decisiones de forma precoz.

c) Sistema Flo Trac-Vigileo: Recientemente se ha incorporado un sistema capaz de entregar GC de forma continua sin necesidad de cali-

bración de algún tipo (FloTrac-Vigileo®, Edwards Lifesciences), requiriendo solamente de la conexión a una línea arterial, y ajustando parámetros demográficos del paciente.

Además tiene la opción de monitorizar Saturación Venosa central continua, que requiere la instalación de un Catéter Venoso Central con fibra óptica (catéter PreSep®). Se ha reportado distinta variabilidad de la medición de GC con otras técnicas<sup>39,40</sup>, y aún existe poca literatura que compare directamente la medición de GC con esta técnica versus otras validadas, por lo que su uso está limitado principalmente a unidades de Cuidados Intensivos.

#### CONCLUSIONES

Existen diversas alternativas menos invasivas para medir GC que el tradicional CAP. Sin

embargo, ninguna de éstas lo reemplaza en todos los aspectos por ahora, permaneciendo como el gold standard contra el cual se comparan las nuevas técnicas desarrolladas.

Existen distintas validaciones, según el método, los estudios y tipo de paciente relacionados.

El comprender las bases sobre las cuales se sustenta cada método permite reconocer sus limitaciones, así como también los posibles usos dentro de la práctica clínica, siendo factibles de considerar cuando el riesgo de la utilización del CAP supera los potenciales beneficios (Tabla 2).

TABLA 2. VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LOS MÉTODOS ALTERNATIVOS AL CAP PARA MEDICIÓN DE GC

Método	Ventajas	Desventajas
1. Ecografía		
A) Doppler esofágico	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mínimamente invasivo</li> <li>- Fácil instalación</li> <li>- Seguro y rápido en iniciar medición.</li> <li>- Información continua.</li> <li>- Curva de aprendizaje rápida.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Aún no ampliamente validado.</li> <li>- No determina de manera absoluta el GC.</li> <li>- Ventana acústica variable.</li> </ul>
B) ETE	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Uno de los métodos más validados para medir GC</li> <li>- Complementa con información anatómica del corazón.</li> <li>- Aproximaciones estandarizadas.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- No es continuo.</li> <li>- Requiere paciente intubado.</li> <li>- Operador dependiente, con curva de aprendizaje mayor.</li> </ul>
2. BET	<ul style="list-style-type: none"> <li>- No invasivo.</li> <li>- Buena opción para estudio en voluntarios sanos o experimentación.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Poco validado.</li> <li>- Limitado en pacientes críticos, con alteraciones de la caja torácica o grandes cirugías.</li> </ul>
3. Reinhalación parcial de CO <sub>2</sub>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- No invasivo.</li> <li>- Sencillo.</li> <li>- Repetible frecuentemente.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- No es continuo.</li> <li>- Requiere paciente intubado.</li> <li>- Pendiente estudios de mayor validación en distintas poblaciones de pacientes</li> </ul>
4. Análisis de onda de pulso		
A) LiDCO®	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Entrega información de forma continua y de múltiples variables (GC, IC, VVS, VS, etc.).</li> <li>- Estudios validados.</li> <li>- Puede ser usado en pacientes conscientes e inconscientes</li> <li>- Accesos vasculares periféricos</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Invasivo.</li> <li>- Información se puede alterar por irregularidad del pulso y artefactos en la onda de pulso obtenida.</li> <li>- Calibración debe repetirse varias veces al día.</li> <li>- Interferencia con relajantes musculares no despolarizantes.</li> </ul>
B) PiCCO®	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Continuo y con aporte de más variables como VSI y APEV, permitiendo eventual manejo hemodinámico más fino</li> <li>- En general buena correlación con CAP.</li> <li>- Puede ser usado en pacientes conscientes e inconscientes</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Invasivo. Requiere accesos vasculares más gruesos.</li> <li>- Requiere calibración permanente.</li> </ul>
C) Flo Trac®	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Continuo.</li> <li>- No requiere calibración.</li> <li>- Mínimamente invasivo, requiere acceso arterial periférico.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Validación pendiente, los resultados han sido pobres al compararlos con CAP o ETE.</li> <li>- Experiencia limitada.</li> </ul>

## REFERENCIAS

1. Parmley CL, Pousman RM. Noninvasive cardiac output monitoring. *Curr Opin Anaesthesiol* 2002 Dec; 15(6): 675-80.
2. Swan HJ. The pulmonary artery catheter. *Dis Mon.* 1991 Aug; 37(8): 473-543.
3. Swan HJ, Ganz W, Forrester J, Marcus H, Diamond G, Chonette D. Catheterization of the heart in man with use of a flow-directed balloon-tipped catheter. *N Engl J Med* 1970 Aug 27; 283(9): 447-51.
4. Marik PE. Pulmonary artery catheterization and esophageal doppler monitoring in the ICU. *Chest* 1999 Oct;116(4): 1085-91.
5. National Center for Health Statistics: Health, United States, 1988. Washington, DC, Government Printing Office, 1989.
6. Polonen P, Ruokonen E, Hippelainen M, Poyhonen M, Takala J. A prospective, randomized study of goal-oriented hemodynamic therapy in cardiac surgical patients. *Anesth Analg* 2000 May; 90(5): 1052-9.
7. Pearson KS, Gomez MN, Moyers JR, Carter JG, Tinker JH. A cost/benefit analysis of randomized invasive monitoring for patients undergoing cardiac surgery. *Anesth Analg* 1989 Sep; 69(3): 336-41.
8. Tuman KJ, McCarthy RJ, Spiess BD, DaValle M, Hompland SJ, Dabir R, Ivankovich AD. Effect of pulmonary artery catheterization on outcome in patients undergoing coronary artery surgery. *Anesthesiology* 1989 Feb; 70(2): 199-206.
9. Ramsey SD, Saint S, Sullivan SD, Dey L, Kelley K, Bowdle A. Clinical and economic effects of pulmonary artery catheterization in nonemergent coronary artery bypass graft surgery. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2000 Apr; 14(2): 113-8.
10. Dalen JE. PA catheter-guided therapy does not benefit critically ill patients. *Am J Med* 2005 May; 118(5): 449-51.
11. Dupont H, Squara P. Cardiac output monitoring. *Curr Opin Anaesthesiol* 1996; 9: 490-4.
12. Linton RA, Linton NW, Kelly F. Is clinical assessment of the circulation reliable in postoperative cardiac surgical patients? *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2002 Feb; 16(1): 4-7.
13. Doi M, Morita K, Ikeda K. Frequently repeated Fick cardiac output measurements during anesthesia. *J Clin Monit* 1990; 6: 107-12.
14. Weisel RD, Berger RL, Hechtman HB. Measurement of cardiac output by thermodilution. *N Engl J Med* 1975; 292: 682-4.
15. Laupland KB, Bands CJ. Utility of esophageal Doppler as a minimally invasive hemodynamic monitor: A review. *Can J Anaesth* 2002; 49: 393-401.
16. Chand R, Mehta Y, Trehan N. Cardiac output estimation with a new Doppler device after off-pump coronary artery bypass surgery. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2006 Jun; 20(3): 315-9.
17. Sharma J, Bhise M, Singh A, Mehta Y, Trehan N. Hemodynamic measurements after cardiac surgery: transesophageal Doppler versus pulmonary artery catheter. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2005 Dec; 19(6): 746-50.
18. Price JD, Sear JW, Venn RM. Perioperative fluid volume optimization following proximal femoral fracture. *Cochrane Database Syst Rev* 2004; (1).
19. Andresen M, Henríquez M, Mercado M et al. Determinación y análisis comparativo de gasto cardíaco en enfermos críticos mediante Doppler transesofágico y termodilución en bolos: Experiencia preliminar. *Rev Méd Chile* 2005; 133: 761-6.
20. Perrino AC Jr, Harris SN, Luther MA. Intraoperative determination of cardiac output using multiplane transesophageal echocardiography: a comparison to thermodilution. *Anesthesiology* 1998 Aug; 89(2): 350-7.
21. Darmon PL, Hillel Z, Mogtader A, Mindich B, Thys D. Cardiac output by transesophageal echocardiography using continuous-wave Doppler across the aortic valve. *Anesthesiology* 1994 Apr; 80(4): 796-805.
22. Kubicek WG, Karnegis JN, Patterson RP, Witsoe DA, Mattson RH. Development and evaluation of an impedance cardiac output system. *Aerosp Med* 1966 Dec; 37(12): 1208-12.
23. Appel PL, Kram HB, MacKabee J. Comparison of measurements of cardiac output by bioimpedance and thermodilution in severely ill surgical patients. *Crit Care Med* 1986; 14: 933-5.
24. Critchley LA, Leung DH, Short TG. Abdominal surgery alters the calibration of bioimpedance cardiac output measurement. *Int J Clin Monit Comput* 1996 Feb; 13(1): 1-8.
25. Haryadi DG, Westenskow DR, Critchley LAH et al. Evaluation of a new advanced thoracic bioimpedance device for estimation of cardiac output. *J Clin Monit Comput* 1999; 15: 131-8.
26. Odenstedt H, Stenqvist O, Lundin S. Clinical evaluation of a partial CO<sub>2</sub> rebreathing technique for cardiac output monitoring in critically ill patients. *Acta Anaesthesiol Scand* 2002 Feb; 46(2): 152-9.
27. Tachibana K, Imanaka H, Miyano H, Takeuchi M, Kumon K, Nishimura M. Effect of ventilatory settings on accuracy of cardiac output measurement using partial CO<sub>2</sub> rebreathing. *Anesthesiology* 2002 Jan; 96(1): 96-102.
28. Tachibana K, Imanaka H, Takeuchi M, Nishida T, Takachi Y, Nishimura M. Effects of reduced rebreathing time, in spontaneously breathing patients, on respiratory effort and accuracy in cardiac output measurement when using a partial carbon dioxide rebreathing technique: a prospective observational study. *Crit Care* 2005 Oct 5; 9(5): R569-74.
29. Botero M, Kirby D, Lobato EB, Staples ED, Gravenstein N. Measurement of cardiac output before and after cardiopulmonary bypass: Comparison among aortic transit-time ultrasound, thermodilution, and noninvasive partial CO<sub>2</sub> rebreathing. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2004 Oct; 18(5): 563-72.
30. Botero M, Lobato EB. Advances in noninvasive cardiac output monitoring: an update. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2001 Oct; 15(5): 631-40.
31. Jonas MM, Tanser SJ. Lithium dilution measurement of cardiac output and arterial pulse waveform analysis: an indicator dilution calibrated beat-by-beat system for continuous estimation of cardiac output. *Curr Opin Crit Care* 2002 Jun; 8(3): 257-61.

32. Pearse RM, Ikram K, Barry J. Equipment review: an appraisal of the LiDCO plus method of measuring cardiac output. *Crit Care* 2004 Jun; 8(3): 190-5.
33. Kurita T, Morita K, Kato S, Kikura M, Horie M, Ikeda K. Comparison of the accuracy of the lithium dilution technique with the thermodilution technique for measurement of cardiac output. *Br J Anaesth* 1997 Dec; 79(6): 770-5.
34. Tomicic V, Graf J, Echevarria G, Espinoza M, Abarca J, Montes JM, Torres J, Nunez G, Guerrero J, Luppi M, Canals C. Intrathoracic blood volume versus pulmonary artery occlusion pressure as estimators of cardiac preload in critically ill patients. *Rev Méd Chile* 2005 Jun; 133(6): 625-31.
35. Romero C, Andresen M, Diaz O, Tomicic V, Baraona F, Mercado M, Perez C, Downey P, Dougnac A. Hantavirus cardiopulmonary syndrome: utility of the PICCO (Pulse contour cardiac output) system for monitoring. *Rev Méd Chile* 2003 Oct; 131(10): 1173-8.
36. Ostergaard M, Nielsen J, Rasmussen JP, Berthelsen PG. Cardiac output—pulse contour analysis vs. pulmonary artery thermodilution. *Acta Anaesthesiol Scand* 2006 Oct; 50(9): 1044-9.
37. Halvorsen PS, Espinoza A, Lundblad R, Cvancarova M, Hol PK, Fosse E, Tonnessen TI. Agreement between PiCCO pulse-contour analysis, pulmonary artery thermodilution and transthoracic thermodilution during off-pump coronary artery by-pass surgery. *Acta Anaesthesiol Scand* 2006 Oct; 50(9): 1050-7.
38. Lieshout JJ, Wesseling KH. Continuous cardiac output by pulse contour analysis? *Br J Anaesth* 2001; 86: 467-9.
39. Opdam HI, Wan L, Bellomo R. A pilot assessment of the FloTrac (TM) cardiac output monitoring system. *Intensive Care Med* 2006 Oct 25.
40. Concha M, Mertz V, Cortínez I, González K, Butte JM. Comparación de la medición de débito cardíaco realizado por ecocardiografía tranesofágica y análisis de la curva arterial. *Rev Chil Anestesia* 2006; 35: 129. XXXIV Congreso Chileno de Anestesiología.