



# UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

---

FACULTAD DE MEDICINA

DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO

THE AMERICAN BRITISH COWDRAY MEDICAL CENTER I.A.P.

## MEDICION DEL GASTO CARDIACO MEDIANTE FORMULABASADA EN LA DIFERENCIA VENOARTERIAL DE DIOXIDO DE CARBONO

### T E S I S   D E   P O S G R A D O

PARA OBTENER EL TITULO DE :  
ESPECIALISTA EN: "MEDICINA DEL ENFERMO EN ESTADO CRITICO"

P R E S E N T A :

DR. ALEJANDRO DIAZ ESQUIVEL.

PROFESOR TITULAR DEL CURSO: DR. JUVENAL FRANCO GRANILLO.

PROFESORA ADJUNTA: DRA. JANET AGUIRRE SANCHEZ

ASESOR DE TESIS: DR. ENRIQUE MONARES ZEPEDA.

MÉXICO, D. F.

2011





Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

## AUTORIZACIONES

---

### **DR. JUVENAL FRANCO GRANILLO**

Jefe del departamento de Medicina Crítica

Profesor Titular del Curso de Especialización en Medicina del Enfermo en Estado Crítico Centro Médico ABC

División de estudios de Posgrado

Facultad de Medicina U.N.A.M.

---

### **DR. JOSE HALABE CHEREM**

Jefe de la División de Enseñanza e Investigación Centro Médico ABC

División de Estudios de Postgrado

Facultad de Medicina U.N.A.M.

---

### **DR ENRIQUE MONARES ZEPEDA**

Médico adscrito del Departamento de Medicina Crítica Centro Médico ABC.

Asesor de Tesis

## INDICE

Autorizaciones .....	II
Dedicatorias y agradecimientos.....	IV
Resumen.....	VI
Antecedentes y marco teórico.....	1
Justificación y objetivos.....	22
Hipótesis.....	22
Método.....	23
Resultados.....	27
Discusión.....	28
Conclusiones.....	34
Bibliografía.....	35
Tablas.....	37
Gráficos.....	38

### ***Dedicatoria y Agradecimientos:***

*A mi familia, especialmente Carmen, Ana e Ivonne por su inagotable apoyo, cariño incondicional y comprensión.*

*Al Dr. Juvenal Franco por la confianza y el apoyo para lograr mi formación en la mejor unidad de terapia intensiva.*

*A la Dra. Janet Aguirre por enseñarme que la virtud más importante en la vida es la integridad.*

*Al Dr. Manuel Poblano por inculcar el interés hacia la medicina crítica y por mostrarme mi infinita ignorancia todos los días.*

*Al Dr. Gilberto Camarena por ser un ejemplo de liderazgo y calidad humana.*

*A la Dra. Olvera por su apoyo y enseñanzas, particularmente en el primer año de la especialidad.*

*Al Dr. Edgar Bautista, Dra. Braulia Martínez, al Dr. Manuel Ruíz y al Dr. Eduardo Etulain por las muchas enseñanzas y excelentes guardias en el campus de Santa Fe.*

*Al Dr. Enrique Monares por asesorar mi tesis, por su genialidad y humor característicos.*

*A la Dra. Magally Arcos por las enseñanzas y experiencias en las guardias.*

*Al Dr. Marco Montes de Oca por ser un excelente residente, adscrito y amigo.*

*Al Dr. Juan Pablo Membreño (q.e.p.d.) por ser siempre un ejemplo a seguir.*

*Al Dr. Celso Montoya por sus sabios consejos.*

*A mis compañeros residentes: Julio, Héctor, Joel, Marquiño, Jesús, Raúl, Ariadna, Caro, Carmina, Iván, Natalia, Mary Jane, Xóchitl Padua, Pedro, Gus, Rodrigo, Mitzi, Xóchitl Sánchez, Cristóbal, Chavita, Camarillo, Marco, Ceci y Adrián por las enseñanzas, las experiencias y el gusto de compartir tres años de mi vida con seres tan excepcionales.*

*A los médicos rotantes e internos por las gratas experiencias.*

*A las enfermeras por su excelente trabajo e infinita paciencia.*

*A mis pacientes por la confianza y por otorgarme el privilegio de poder atenderlos.*

*A ti Nora, por atravesarte en mi camino y hacerme tan feliz.*

## RESUMEN

**Introducción:** Dentro de la reanimación del paciente grave la medición del gasto cardiaco (GC) constituye una de las piedras angulares el diagnóstico y tratamiento. La mayoría de los métodos disponibles en la actualidad requieren uso de dispositivos invasivos sofisticados y no fácilmente accesibles, mientras que las fórmulas no invasivas de cálculo mediante ecuación de Fick presentan alto riesgo de sesgo. A partir de los modelos de reinhalación de dióxido de carbono (CO<sub>2</sub>) y diferencia venoarterial de CO<sub>2</sub> se realizó una fórmula para estimar la producción de CO<sub>2</sub> y el gasto cardiaco.

**Objetivo:** El propósito de este trabajo consiste en realizar la medición del gasto cardiaco por medio de una fórmula modificada a partir del principio de Fick, utilizando como determinantes mayores la producción de CO<sub>2</sub> (VCO<sub>2</sub>) y la diferencia venoarterial de CO<sub>2</sub>.

**Pacientes y métodos:** Pacientes a los cuales se les haya determinado gasto cardiaco por Swan Ganz y determinar el gasto cardiaco con la fórmula propuesta; posteriormente se compararán ambos valores mediante correlación de Pearson.

**Resultados:** Se analizaron 74 mediciones donde índice de correlación por prueba de Pearson fue de 0.67 entre ambas mediciones. La correlación entre el valor de

gasto cardiaco y diferencia venoarterial fue -0.36 que resultó esperado por los componentes de la fórmula. Se observó una correlación entre hemoglobina y diferencia venoarterial de -0.1 y con respecto a la saturación de oxígeno de 0.076.

**Conclusiones:** La medición del gasto cardiaco por fórmula tiene correlación lineal con la determinación por termodilución, sin embargo esta correlación es baja y debe revisarse nuevamente en función de los determinantes de la fórmula y compararla con otros métodos de medición.

## ANTECEDENTES Y MARCO TEORICO

### INTRODUCCION

En el cuidado del enfermo en estado crítico la monitorización de estado hemodinámico constituye uno de los ejes primordiales de atención. Una controversia constante en cuidados intensivos es establecer el método idóneo para reanimar al paciente grave de forma sistemática, de tal manera que se logren determinadas metas de acuerdo a la patología a tratar. Para lograr lo anterior se debe contar con el conocimiento de los determinantes del estado cardiocirculatorio, así como obtener mediciones que nos aproximen a establecer la causa fisiopatológica de la estabilidad o inestabilidad hemodinámica y así poder realizar las intervenciones propicias para restablecer la homeostasis del individuo.

La monitorización hemodinámica se realiza con mediciones de complejidad muy variada, desde la simple observación del gasto urinario, estado de alerta o llenado capilar hasta la obtención de mediciones con dispositivos intravasculares, esofágicos o por ecografía.

Dentro de la evaluación del estado hemodinámico un componente esencial es la determinación del gasto cardiaco.

El gasto cardiaco se define como la cantidad de sangre expulsada por el corazón por minuto expresada en litros/minuto<sup>1,2</sup>. Sin embargo, dentro en cuidados

## Medición del gasto cardiaco por $\text{DvCO}_2$

---

intensivos el concepto nos lleva más allá de comprender el fenómeno mecánico de bombeo de sangre desde el corazón a los tejidos. Implica un concepto de índole funcional donde un gasto cardiaco “adecuado” constituye la capacidad de transporte y perfusión que permitan preservar las funciones de los distintos aparatos y sistemas del organismo.

Este parámetro resulta de una variedad de factores dependientes e independientes del miocardio, con una gran cantidad de determinantes y variables que pueden alterar su valor con consecuencias obvias en la capacidad de perfusión.

Durante la reanimación y monitorización del enfermo en estado crítico, la medición del gasto cardiaco es una herramienta invaluable.

Existen diversos métodos ideados para estimar el gasto cardiaco, tanto de forma invasiva con el uso de dispositivos invasivos con catéteres intravasculares o no invasiva con el uso de ecocardiografía convencional o Doppler, análisis de gases reinhalados o estimación con fórmulas matemáticas a partir de los diferentes determinantes del gasto cardiaco.

La fórmula más ampliamente utilizada es la ecuación de Fick que determina el gasto cardiaco a partir de los contenidos de oxígeno a nivel venoso y arterial, así como el consumo de oxígeno ( $\text{VO}_2$ ). Esta fórmula es accesible y requiere la obtención de sangre arterial y venosa, así como la determinación del  $\text{VO}_2$ . En la práctica clínica resulta difícil realizar de forma confiable la determinación de  $\text{VO}_2$ , ya sea por poca accesibilidad a calorimetría para realizar mediciones repetidas o

por dificultades técnicas para realizarla en pacientes graves. Por lo anterior se realizan estimaciones teóricas, basadas en tablas e incluso en valores arbitrarios.

### **GASTO CARDIACO**

El gasto cardiaco (GC) es la cantidad de volumen expulsado por el corazón por unidad de tiempo y se expresa en litros por minuto.

#### **Determinantes mayores del gasto cardiaco**

Precarga: La precarga es la longitud máxima de la fibra miocárdica para estirarse y producir en consecuencia contracción. La medición que mejor traduce este parámetro es el volumen diastólico final ventricular.

Postcarga: Es la resistencia o impedancia que se opone a la contracción ventricular. La medición más sensible para esta condición son las resistencias vasculares sistémicas para el ventrículo izquierdo y las resistencias vasculares pulmonares para el ventrículo derecho.

Contractilidad: Es la capacidad del corazón para generar acortamiento de la fibra cardiaca

#### **Determinantes menores.**

Inotropismo: Se refiere a la fuerza de contracción del miocardio.

Cronotropismo: Se refiere a la velocidad de contracción del miocardio.

Lusitropismo: Es la capacidad de relajación ventricular.

Dromotropismo: Se refiere a la conducción del corazón.

Batmotropismo: Se refiere a la excitabilidad del miocardio.

### **INDICACIONES PARA MEDIR EL GASTO CARDIACO<sup>1</sup>**

Consideraciones preoperatorias:

Pacientes con fracción de eyección deprimida ( $\text{FEVI} < 40\%$ ).

Pacientes con hipertensión arterial pulmonar ( $\text{PSAP} > 30 \text{ mmHg}$ ).

Pacientes hemodinámicamente inestables que se encuentran con apoyo de inotrópicos o balón de contrapulsación intra aórtico.

Pacientes programados para trasplante cardiaco y hepático.

Condiciones transoperatorias:

Procedimientos que condicionen pérdidas sanguíneas importantes en pacientes con enfermedad coronaria.

Pacientes hemodinámicamente inestables que se encuentran con apoyo de inotrópicos o balón de contrapulsación.

Durante la reanimación.

Se tienen dos consideraciones importantes:

Diagnóstico: En estado de choque para evaluar presiones de llenado y gasto cardiaco.

Monitorización: Permite vigilancia hemodinámica en pacientes con riesgo de inestabilidad: Falla multiorgánica, choque, infarto de miocardio reciente, politransfundidos, pacientes con tromboembolismo pulmonar, etc.

## **MÉTODOS PARA DETERMINAR EL GASTO CARDIACO**

### **Métodos por medición de diluyente.**

#### **Catéter de Arteria pulmonar (CAP) o de flotación pulmonar.**

El catéter de arteria pulmonar (Swan Ganz) fue introducido en 1970 por J.C. Swan y W. Ganz<sup>2</sup>. El catéter se canaliza a través de una vena de gran calibre (subclavia, yugular o femoral) que transcurre a través de la vena cava, aurícula y ventrículo derecho para alojar el extremo distal en una ramificación de la arteria pulmonar.

## Medición del gasto cardiaco por $\text{DavCO}_2$

---

Las mediciones obtenidas a través del catéter de arteria pulmonar proporcionan información acerca de la función cardiaca (gasto cardiaco, pre y postcarga) así como acerca de la oxigenación tisular (aporte y consumo de oxígeno). La medición del gasto cardiaco por este método se basa en el principio de termodilución. El catéter está provisto de un termistor que mide de forma continua la temperatura en el extremo distal del catéter. Al inyectar un volumen de líquido con temperatura diferente a la sanguínea, el termistor es capaz de detectar el cambio de la temperatura de la sangre a lo largo del tiempo, que se registran en forma de curva.

El cambio de temperatura es proporcional al flujo de sangre que sale por el corazón. El área bajo la curva registrada es el volumen sistólico. Para que la computadora que realice la determinación del gasto cardiaco es preciso introducir una constante de acuerdo a la cantidad y temperatura del suero introducido. Para obtener una medición adecuada deben realizarse varias mediciones con un semejante y obtener un promedio.

Con la finalidad de reducir los errores de la termodilución manual y facilitar la labor asistencial, se han desarrollado sistemas de medición continua del gasto cardiaco mediante catéteres modificados. Estos catéteres tienen un filamento térmico de 10 cm localizado a 15-25 cm de la punta del catéter (ubicado en la aurícula derecha) y un termómetro que registra la temperatura central. Este filamento genera pulsos térmicos de energía calórica cada 3 a 5 minutos que se transmite al torrente sanguíneo y que es registrado en el termistor en el extremo distal del catéter. De esta forma se realiza un registro semejante al de termodilución y otros parámetros.

El principal problema en la determinación del gasto cardiaco son las variaciones en cuanto presiones por los movimientos respiratorios, particularmente en pacientes con ventilación mecánica y manejo de altas presiones, que modifican las condiciones de precarga y postcarga.

Por otro lado, debido a la invasividad de este método pueden presentarse complicaciones graves como: Formación de nudos en el catéter, infarto pulmonar, desgarro de arteria pulmonar, arritmias auriculares y ventriculares, daños intracardiacos, infecciones, etc. Por lo anterior se ha buscado el desarrollo de métodos no invasivos.

### **Métodos por análisis de contorno de la onda de pulso.**

#### **El sistema PiCCO**

Es sistema PiCCO (Pulse-induced Contour Cardiac Output) es un método alternativo de monitorización hemodinámica invasiva basado en el análisis del contorno de la onda de pulso. Para calcularlo es necesario un catéter venoso central (yugular o subclavio) y un catéter arterial de 4 Fr de 16 cm (femoral o radial). Este sistema determina el gasto cardiaco de forma continua gracias a un algoritmo basado en el análisis de de la onda de pulso. El gasto cardiaco se obtiene multiplicando el valor del área bajo la curva de la presión sistólica de la onda de pulso por la frecuencia cardiaca. La medición del gasto cardiaco continuo

requiere un valor de referencia un valor de referencia obtenido mediante termodilución arterial, aplicando el algoritmo de Steward-Hamilton, para lo cual se inyecta un bolo de 10-15 ml de solución a  $-4\text{ }^\circ\text{C}$  por la vía central (venosa) y registro del cambio de temperatura en la línea arterial (Figura 1). La curva de termodilución arterial es menos sensible a cambios de presión intratorácica y esto elimina el problema observado en los métodos donde el censado del cambio de temperatura se realiza de forma intratorácica (catéter de arteria pulmonar). Sin embargo es más sensible a los cambios de temperatura por lo cual es importante que la temperatura del líquido testigo sea menor a  $4\text{ }^\circ\text{C}$ . El suero frío que se inyecta desde el extremo venoso atraviesa las cavidades intratorácicas lo cual permite realizar estimaciones que no se obtienen mediante el catéter de Swan Ganz, como son el volumen global telediastólico y agua pulmonar extravascular, que tienen utilidad en otras patologías como es el SIRPA. Este método da información concordante con respecto a la determinación del gasto cardiaco por Swan Ganz<sup>3</sup>. Sin embargo este dispositivo no se encuentra disponible en la gran mayoría de las terapias intensivas de Latinoamérica.

### **El sistema LiDCO.**

Un método semejante a la tecnología PiCCO es el método LiDCO (Lithium diluted Contour Cardiac Output) donde se administran, en lugar de solución fría, pequeñas dosis de cloruro de litio (0.15 a 0.3 mmol), que no tienen efectos

adversos conocidos. Esta dosis puede inyectarse desde una vía central o periférica.

El método se basa en un análisis de concentración litio/tiempo recogido por un sensor de litio localizado en la línea arterial del paciente. El gasto cardiaco se realiza latido a latido, pero los datos se expresan cada 30 segundos.

Existen diversos estudios que muestran buena correlación con la medición por este método con respecto al obtenido por catéter de arterial pulmonar<sup>3</sup>.

### **El sistema Vigileo.**

Este sistema consta de un monitor y de un sensor (Flo Trac) conectado a un catéter radial o femoral para el estudio de la onda de presión. El sensor valora y calcula la presión del pulso arterial, siendo esta directamente proporcional al volumen sistólico. Dicho sensor calcula y analiza las variaciones de la morfología de la onda de presión arterial proporcional al cambio del volumen sistólico. De acuerdo a variables como son: la edad, sexo, estatura y peso se realiza la complianza del lecho vascular. Estas variables específicas proporcionan la base para el cálculo del efecto de la complianza en el flujo. El cálculo de la pulsatilidad entre la presión sistólica y diastólica es calculada en un algoritmo cada 20 segundos. Los datos de las modificaciones de la curva de presión medidos por el sensor son registrados e interpretados por el monitor, el cual utiliza la totalidad de la curva arterial para el análisis de la pulsatilidad con el objetivo de dar una medición continua del gasto cardiaco. El efecto de los cambios de la resistencia

periférica en tiempo real se incluye en el cálculo del gasto cardiaco por el análisis de los elementos claves de la curva de presión: cambios en la presión arterial media, tiempo desde el inicio al final del pulso, distribución de la presión a lo largo de la curva de pulso. La frecuencia cardiaca es medida directamente de la señal pulsátil obtenida por el sensor Flo Trac.

### **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:

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

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 que al aplicar ondas de sonido de alta frecuencia sobre un lecho sanguíneo, éstas chocarán contra las células en movimiento y serán 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:

Velocidad de flujo =  $c \times \Delta f / 2f \times \cos \theta$

Donde:

$c$  = Velocidad del sonido

$\Delta f$  = frecuencia reflejada – frecuencia transmitida (cambio de frecuencia Doppler).

$\theta$  = Angulo 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  $\cos \theta$  es 1, contrario a un ángulo de incidencia de  $90^\circ$  donde el  $\cos \theta$  es 0, lo cual anula la ecuación.

Una vez obtenida la velocidad del flujo sanguíneo, es posible establecer el volumen sistólico (VS) 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):** Es uno de los métodos más aceptados de monitorización de GC con mínima invasividad. La 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.

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, además de que entrega información de forma continua.

Dentro de las limitaciones destaca que su precisión es limitada para calcular 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 con valvulopatía, embarazadas o con pinzamiento aórtico. 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. 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 el CAP<sup>1, 4</sup>.

Existen estudios que sugieren beneficio para optimizar el manejo de volumen en pacientes críticos, sin embargo esta técnica 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 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  $120^\circ$  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, es posible la estimación del GC.

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 estáticas (no es continuo), y que es operador dependiente.

### **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 en 1966<sup>1</sup>. 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.

## Medición del gasto cardiaco por $\text{DvCO}_2$

---

El GC se obtiene a partir del producto del volumen sistólico (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.

Para medir la impedancia eléctrica, se aplica corriente alterna de baja amplitud y alta frecuencia, la cual es censada por los electrodos e integrada de tal manera que permite el cálculo del VS.

Los estudios de validación han mostrado una buena correlación en individuos sanos.

Sin embargo, los resultados son inconstantes en otros escenarios, como lo reportado en pacientes críticos, con arritmias, edema agudo pulmonar, derrame pleural o esternotomía, dado principalmente por la alteración de la caja torácica<sup>2</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>2</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.

### **Método por reinhalación de gas exhalado.**

#### **Sistema NICO.**

Este sistema fundamenta la medición del gasto cardiaco por los cambios en la relación existente entre la eliminación de  $\text{CO}_2$  y el  $\text{CO}_2$  tele espiratorio ( $\text{PetCO}_2$ )

## Medición del gasto cardiaco por $\text{D}_{\text{avCO}_2}$

---

tras un periodo breve de reinhalación de  $\text{CO}_2$ . Es un sistema invasivo desde el punto de vista a que requiere de intubación orotraqueal y ventilación mecánica.

Este sistema está formado por una válvula y un circuito de reinhalación asociado, un sensor de flujo de gas, un sensor de rayos infrarrojos que mide la concentración de  $\text{CO}_2$ , un pulsioxímetro y una computadora que controla el funcionamiento de la válvula de reinhalación y realiza la medida del gasto cardiaco. El circuito y la válvula de reinhalación junto con el sensor de flujo están integrados en una pieza desechable conectada a la computadora que se encuentra interconectada con el circuito del ventilador.

El proceso de medición comienza con un periodo inicial de 60 segundos de no reinhalación seguido por otro de 50 segundos de reinhalación parcial en el que el paciente respira parte del  $\text{CO}_2$  previamente espirado a través del circuito de reinhalación seguido de una fase de estabilización de 70 segundos de duración de no reinhalación. La eliminación de  $\text{CO}_2$  es calculada según el flujo de aire y la concentración de  $\text{O}_2$  medidos.

El gasto cardiaco es calculado de acuerdo a una modificación de la ecuación de Fick (véase más adelante). Durante el periodo de reinhalación se produce un aumento en el contenido alveolar de  $\text{CO}_2$  con aumento en la presión de éste forzando su paso a capilares alveolares y aumentando el contenido arterial de  $\text{CO}_2$ . El contenido venoso de  $\text{CO}_2$  no cambia debido a que el  $\text{CO}_2$  absorbido es poco en comparación a los almacenes corporales de  $\text{CO}_2$ . Además se asume que en el paso de las fases de reinhalación-no reinhalación no se producen cambios

## Medición del gasto cardiaco por $\Delta vCO_2$

---

en el gasto cardiaco. Por tanto es posible calcular el gasto cardiaco en función de las variables en la eliminación de  $CO_2$  y el contenido arterial de  $CO_2$  provocados en la fase de reinhalación de  $CO_2^4$ .

La fórmula para el cálculo por este método es:

$$GC = \Delta VCO_2 / S * \Delta ETCO_2$$

Donde:

GC: Gasto cardiaco.

$\Delta VCO_2$ : Corresponde a la variación en la eliminación del  $CO_2$  entre las fases de reinhalación y no reinhalación.

S: Es la pendiente derivada de la curva de disociación de la hemoglobina.

$\Delta ETCO_2$ : Es la variación del contenido arterial del  $CO_2$ , derivada de la exhalación del  $CO_2$ .

El gasto cardiaco determinado mediante este método corresponde en realidad al flujo sanguíneo capilar pulmonar (FSCP) de los alvéolos ventilados y perfundidos, que refleja de forma parcial el gasto cardiaco. El gasto cardiaco total resulta de añadir al FSCP la fracción del shunt fisiológico intrapulmonar o el correspondiente a los alvéolos perfundidos pero no ventilados.

Los parámetros a programar para la calibración del sistema son: Concentración de hemoglobina,  $paO_2$ ,  $paCO_2$  y  $FiO_2$ .

Pese a todos estos dispositivos, a menudo nos enfrentamos a pacientes en terapia intensiva donde la colocación de dispositivos invasivos está contraindicada o no cuenta con los mismos. Una alternativa a este respecto lo constituye la determinación de gasto cardiaco mediante fórmula matemática tomando en cuenta los determinantes del gasto cardiaco a partir de la fórmula de Fick.

### **FORMULA DE FICK.**

En 1857 Adolph Fick determinó que la captación de una sustancia por un determinado órgano equivale al producto del flujo sanguíneo que recibe dicho órgano por la diferencia de la concentración de la concentración arteriovenosa de la sustancia. De acuerdo a este principio, el gasto cardiaco puede ser determinado de acuerdo a la siguiente fórmula:

$$GC = VO_2 / D_{av}O_2$$

Donde:

GC: Es el gasto cardiaco expresado en litros/minuto.

VO<sub>2</sub>: Consumo de oxígeno expresado en ml/min.

D<sub>av</sub>O<sub>2</sub>: Diferencia arteriovenosa expresada en ml.

Durante mucho tiempo se consideró a la ecuación de Fick como el estándar de oro para la determinación del gasto cardiaco, sin embargo se plantean objeciones importantes en cuanto a su realización:

La ecuación se describió para sujetos “normales”, es decir estables hemodinámicamente.

De acuerdo a la fórmula se estableció un valor teórico “normal” de  $\text{VO}_2$  en  $250 \text{ ml/min}^1$ .

De acuerdo a lo anteriormente expuesto, la fórmula de Fick supone sesgos importantes en pacientes críticamente enfermos en los cuales el  $\text{VO}_2$  es considerablemente variable.

### **ALTERNATIVAS PARA LA MEDICION DEL CONSUMO DE OXIGENO**

Como se ha comentado previamente, cuando se realiza el cálculo con la fórmula de Fick se requiere la determinación del consumo de oxígeno. En la práctica clínica este parámetro es obtenible mediante prueba de calorimetría indirecta, sin embargo no es factible realizar múltiples calorimetrías para evaluar la respuesta a una maniobra terapéutica, además existen limitaciones técnicas en cuanto a su realización de forma repetida, así como su realización en el enfermo grave.

En la calorimetría el  $\text{VO}_2$  es el oxígeno medido dentro de una cámara de aire al final de exhalación, es el reflejo indirecto del consumo de oxígeno.

De forma alternativa se ha medido el  $\text{CO}_2$  al final de la exhalación ( $\text{VCO}_2$ ) y se ha equiparado al  $\text{VO}_2$ , dado que, de acuerdo al principio de Fick, la fórmula es aplicable a cualquier sustancia. Existen actualmente métodos de reinhalación de gases, con mediciones continuas del  $\text{CO}_2$  al inicio y final de la exhalación que

## Medición del gasto cardiaco por $\text{DvaCO}_2$

---

permiten establecer la producción de  $\text{CO}_2$ . Estos dispositivos son utilizados para determinar el gasto cardiaco (tecnología NICO, comentada anteriormente).

A partir del  $\text{CO}_2$  exhalado se puede calcular un  $\text{VCO}_2$  que equivaldría al “consumo”. Con esta tecnología se puede estimar el gasto cardiaco, el volumen sistólico y la variabilidad del volumen sistólico.

Partiendo del principio de Fick la fórmula para calcular el gasto cardiaco a partir del  $\text{VCO}_2$  es:

Gasto cardiaco =  $\text{VCO}_2 / \text{DvaCO}_2$  (véase fórmula propuesta)

Desde la década de los 80's se han hecho estudios en los cuales se compara el gasto cardiaco obtenido por termodilución con respecto al gasto obtenido por medio de reinhalación de gases y/o por fórmula<sup>5</sup>, sin embargo una limitación importante es la variabilidad de la ventilación cuando el paciente se encuentra en modalidad espontánea. Por lo anteriormente expuesto, esta modalidad de medición se reserva para pacientes con ventilación controlada y constante.

La estimación de  $\text{VCO}_2$  se basa principalmente en sustituir los determinantes de la ecuación de ventilación alveolar, la cual se expresa de la siguiente manera<sup>6</sup>:

$$\text{VA} = \text{VE} - \text{VD}$$

Donde:

VA: Ventilación alveolar.

VE: Volumen minuto exhalado.

VD: Espacio muerto

Se revisó el trabajo de Siddiki<sup>6</sup> donde se estimó el espacio muerto en pacientes ventilados mecánicamente con SIRPA donde se encontró un despeje de la fórmula, tomando en cuenta los posibles determinantes:

Fórmula de Siddiki original:

$$VD = 1 - [(0.86 * VCO_{2\text{est}}) / (VE * PaCO_2)]$$

Despeje de la fórmula (publicada en el mismo trabajo):

$$VCO_2 = GEB * 0.8 / 6.844$$

Donde:

$VCO_2$  = Producción de  $CO_2$

GEB = Gasto energético basal

0.8 = Constante de corrección de ventilación.

6.844 = Constante de corrección de la fórmula.

### **DIFERENCIA VENOARTERIAL DE $CO_2$**

Como se comentó anteriormente, para obtener el gasto cardiaco mediante el principio de Fick a partir del  $CO_2$ , se requiere la determinación de la diferencia de la sustancia a medir. En el caso del  $CO_2$  se toma la diferencia venoarterial de  $CO_2$ . Desde estudios previos se realizó la medición de la siguiente manera<sup>5</sup>:

## Medición del gasto cardiaco por DvaCO2

---

$$DvaCO_2 = 11.02 (pvCO_2)^{0.396} - (paCO_2)^{0.396}$$

Sin embargo esta fórmula se realizó tomando en cuenta saturación de oxígeno de 95% y hemoglobina de 15 g/dL<sup>7,8</sup>. Niviere y colaboradores<sup>7</sup> realizaron ajustes a la fórmula para poder sustituir valores de hemoglobina y saturación de oxígeno para poder aplicarla en pacientes con cifras de hemoglobina y saturación de oxígeno diferentes a las experimentales:

$$DvaCO_2 = 11.02 [(pvCO_2)^{0.396} - (paCO_2)^{0.396}] - (15 - Hb) 0.015 (Pv_{CO_2} - Pa_{CO_2}) - (95 - Sat_{O_2}) 0.064$$

## **JUSTIFICACION**

No se cuenta con una fórmula para medición del gasto cardiaco en los cuales sea posible realizar una estimación más aproximada, partiendo del sesgo de la ecuación de Fick de no conocer la  $\text{VO}_2$  real.

## **OBJETIVOS**

Estimar el gasto cardiaco mediante fórmula propuesta en este trabajo y establecer la correlación con respecto a la medición por catéter de flotación (estándar de oro).

Evaluar la correlación de la fórmula tradicional de Fick con respecto a la obtenida con la fórmula propuesta en este trabajo.

De forma secundaria se valorará cuáles fueron los determinantes mayores de la diferencia venoarterial de  $\text{CO}_2$ .

## **HIPOTESIS**

H1: Existe correlación entre la medición del gasto cardiaco por el método de termodilución con respecto a la fórmula propuesta en este trabajo.

H0: No existe correlación entre la medición del gasto cardiaco por el método de termodilución con respecto a la fórmula propuesta en este trabajo.

### **MÉTODO.**

Para obtener los expedientes elegibles se realizó búsqueda electrónica por medio de la base de datos ONBASE con campo de búsqueda “REGISTROS HEMODINAMICOS” durante el periodo de tiempo previamente mencionado.

Posteriormente se realizó solicitud al servicio de archivo clínico para realizar revisión manual del expediente para cotejar hora de medición con respecto a hoja de resto gasométrico de la unidad de terapia Intensiva.

Se realizó la determinación de gasto cardiaco por medio de la fórmula en pacientes admitidos en la unidad de terapia intensiva a los cuales se haya realizado determinación de gasto cardiaco, ventilación mecánica y por lo menos una gasometría arterial y venosa.

Criterios de inclusión:

- Pacientes admitidos en la unidad de terapia intensiva de febrero de 2010 a abril de 2011.
- Realización de cuando menos una medición de gasto cardiaco por catéter de arteria pulmonar, ya sea por método de termodilución o por gasto cardiaco continuo y toma de gasometría arterial y venosa con menos de una hora de diferencia.
- Pacientes con ventilación mecánica

Criterios de no inclusión:

- Toma de gasto cardiaco por metodología diferente a catéter de Swan Ganz (análisis de contorno de pulso u otra).

Criterios de eliminación:

- No disponibilidad del expediente clínico durante el curso del estudio.
- Ausencia de datos clínicos para los cálculos dentro del expediente: peso, talla, temperatura, volumen minuto, hemoglobina y/o registros gasométricos y de hemodinámica.
- Registros dañados de tal forma que comprometan su legibilidad.

Se obtuvieron mediciones de gases arteriales y venosos utilizando analizador de gases y electrolitos 5700 de la compañía GEMPremier 3000.

### **FORMULA PROPUESTA PARA ESTE ESTUDIO**

Se partirá de la siguiente fórmula presentada de manera similar en otros estudios:

$$GC = VCO_2 / D_{av}CO_2$$

Donde:

**GC** es el gasto cardiaco en L/min

**VCO<sub>2</sub>** es el consumo de CO<sub>2</sub> en ml/min.

**D<sub>va</sub>CO<sub>2</sub>** es la diferencia venoarterial de CO<sub>2</sub>

Se realizará la determinación de  $\text{VCO}_2$  mediante la siguiente ecuación:

**$\text{VCO}_2$**  =  $\text{GEB} \cdot 0.8 / 6.844$  donde:

GEB es el gasto energético basal que se determinará mediante fórmula de Faisy validada en donde se comparó con la fórmula de Harris Benedict, mostrando menor variabilidad<sup>9, 10</sup>.

Fórmula de Faisy:

$8 \times \text{peso (kg)} + 14 \times \text{altura (cm)} + 32 \times \text{Volumen minuto (L/min)} + 94 \times \text{temperatura (°C)} - 4834$ .

La determinación de la diferencia venoarterial de  $\text{CO}_2$  se realizará mediante la fórmula presentada por Niviere en el trabajo de Benoit Vallet y colaboradores<sup>7</sup>:

$\text{DvaCO}_2 = 11.02 [(\text{pvCO}_2)^{0.396} - (\text{paCO}_2)^{0.396}] - (15 - \text{Hb}) 0.015 (\text{PvCO}_2 - \text{PaCO}_2) - (95 - \text{Sat}_{\text{O}_2}) 0.064$

### DEFINICIÓN DE LAS VARIABLES

VARIABLE	VALOR	TIPO DE VARIABLE
Sexo	Nominal	Discontinua
Edad	Años	Discontinua
Peso	Kg	Continua
Talla	Cm	Continua
Saturación arterial de O2	Porcentaje	Continua
Saturación venosa de O2	Porcentaje	Continua
paO2	mmHg	Continua
paCO2	mmHg	Continua
pvO2	mmHg	Continua
pvCO2	mmHg	Continua
VCO2	ml/min	Continua
Gasto cardiaco	L/min	Continua
Diferencia venoarterial	ml/min	Continua

Los datos obtenidos se integraron en una base de datos en Excel y posteriormente se sometieron a análisis estadístico con el programa SPSS versión 16 para establecer índices de correlación entre mediciones.

### RESULTADOS

Se contemplaron 118 expedientes para revisar, de los cuales se obtuvieron registros confiables en 37, de los cuales se eliminaron 10 pacientes por determinación del gasto cardiaco por otra metodología (análisis de contorno de onda de pulso) y se analizaron las mediciones de los 27 pacientes restantes con un total de 74 mediciones.

Se encontró una media de gasto cardiaco de 4.8 con desviación estándar de para determinación del gasto cardiaco por termodilución y 5.1 con una desviación estándar de en la determinación por fórmula.

El índice de correlación por prueba de Pearson fue de 0.67 entre ambas mediciones (Gráfico 1).

La correlación entre el valor de gasto cardiaco y diferencia venoarterial fue de -0.36 que resulta esperado por los componentes de la fórmula (Gráfico 2).

Se observó una correlación entre hemoglobina y diferencia venoarterial fue de -0.1 y con respecto a la saturación de oxígeno de 0.076. (Gráfico

### DISCUSION

En este trabajo se analizaron 74 mediciones del gasto cardiaco por la metodología de termodilución, que es la más empleada y estudiada en nuestro medio y se realizó la correlación con respecto a la medición del gasto cardiaco por medio de la fórmula propuesta. La correlación entre valores fue directa y positiva, lo cual indica que los resultados de la fórmula manifiestan la misma tendencia que las mediciones por catéter de arteria pulmonar en pacientes de terapia intensiva.

Se observó una correlación moderada entre la medición del gasto cardiaco por termodilución con respecto a la observada con la determinación por fórmula.

La principal dificultad para el desarrollo de esta fórmula fue la determinación del valor de  $\text{VCO}_2$  donde se observó una variabilidad importante de valores observada con una desviación estándar de 29.1 ml.

Para la estimación del  $\text{VCO}_2$  se observaron dos dificultades importantes: Para estimarlo de forma confiable la medición se debe realizar en una modalidad de ventilación mecánica donde el volumen minuto fuese constante y por otro lado el determinar el gasto energético basal a partir de fórmula matemática agregó mayor riesgo de sesgo con una desviación estándar de hasta 250.5 Kcal, aunque cabe recalcar que esta fórmula se eligió por dar menor variabilidad que la fórmula de Harris Benedict.

El factor que más modificó la medición de  $\text{VCO}_2$  fue la determinación del gasto energético basal, por lo que se deberá evaluar nuevamente la fórmula con determinaciones diferentes de GEB.

Sin embargo, pese a este importante factor de sesgo se observó varianza semejante entre valores.

Al término del estudio se realizaron gráficas de simulación para estudiar el comportamiento de los resultados mediante una gráfica de regresión lineal (gráfico 5).

Por lo expresado en la curva, tanto la medición por termodilución como la medición por fórmula respetan la distribución normal en la simulación de mediciones repetidas. Lo anterior significa que la medición teórica es semejante al comportamiento de las mediciones clínicas.

Por otro lado, se evaluó de forma independiente la medición del gasto cardiaco mediante fórmula y se comparó con respecto al cálculo con la fórmula de Fick convencional utilizando un  $\text{VO}_2$  de 250 ml, tal y como se describe en la teoría tradicional. Se observó una varianza más allá de 2 desviaciones estándar con el cálculo a partir de la fórmula de Fick con un valor de  $\text{VO}_2$  predicho a diferencia de la fórmula propuesta en este trabajo donde no observó esta amplia desviación (Gráfico 6).

De este hecho se puede deducir que a pesar de que la fórmula para estimar el GC de este estudio no tiene una correlación fuerte con respecto al valor obtenido por termodilución, por lo menos se puede apreciar es mucho más confiable que el cálculo mediante el cálculo “clásico” de la ecuación de Fick.

Llama la atención la nula correlación entre hemoglobina y saturación de oxígeno con respecto a la diferencia venoarterial de  $\text{CO}_2$  (Gráficos 3 y 4), lo cual nos

permite tener un parámetro de perfusión independiente de estos dos factores, que es de los principales inconvenientes de la saturación venosa (dependencia matemática).

### HORIZONTES Y PERSPECTIVAS

#### PROPUESTAS

- 1) Realizar nuevamente la fórmula tomando en cuenta otros métodos para evaluar el  $\text{VCO}_2$  como calorimetría indirecta u otras fórmulas para establecer el gasto energético basal con la mayor precisión.
- 2) Realizar las mediciones en un número mayor de pacientes y estratificarlos en pacientes con patología pulmonar y no pulmonar.
- 3) Comparar la correlación de este método con respecto a otros métodos en nuestra población (Vigileo y otras técnicas de determinación del GC disponibles).

#### PROBABLES APLICACIONES.

- 1) Construcción de gráficas de aporte/consumo de oxígeno.

Dentro de las posibles aplicaciones pueden realizarse estimaciones gráficas a partir de la determinación de  $\text{VCO}_2$ , con respecto al gasto cardiaco como componente principal del aporte de oxígeno ( $\text{DO}_2$ )<sup>8</sup>.

Tomando en cuenta estos dos determinantes pueden construirse curvas de disponibilidad/consumo de oxígeno y buscar un punto de  $\text{VCO}_2$  "crítico" en el cual

la relación entre el consumo y disponibilidad se hace dependiente y establecer el punto de disoxia de manera práctica. Lo anterior puede tener implicaciones pronósticas con respecto a evaluar respuesta a reanimación.

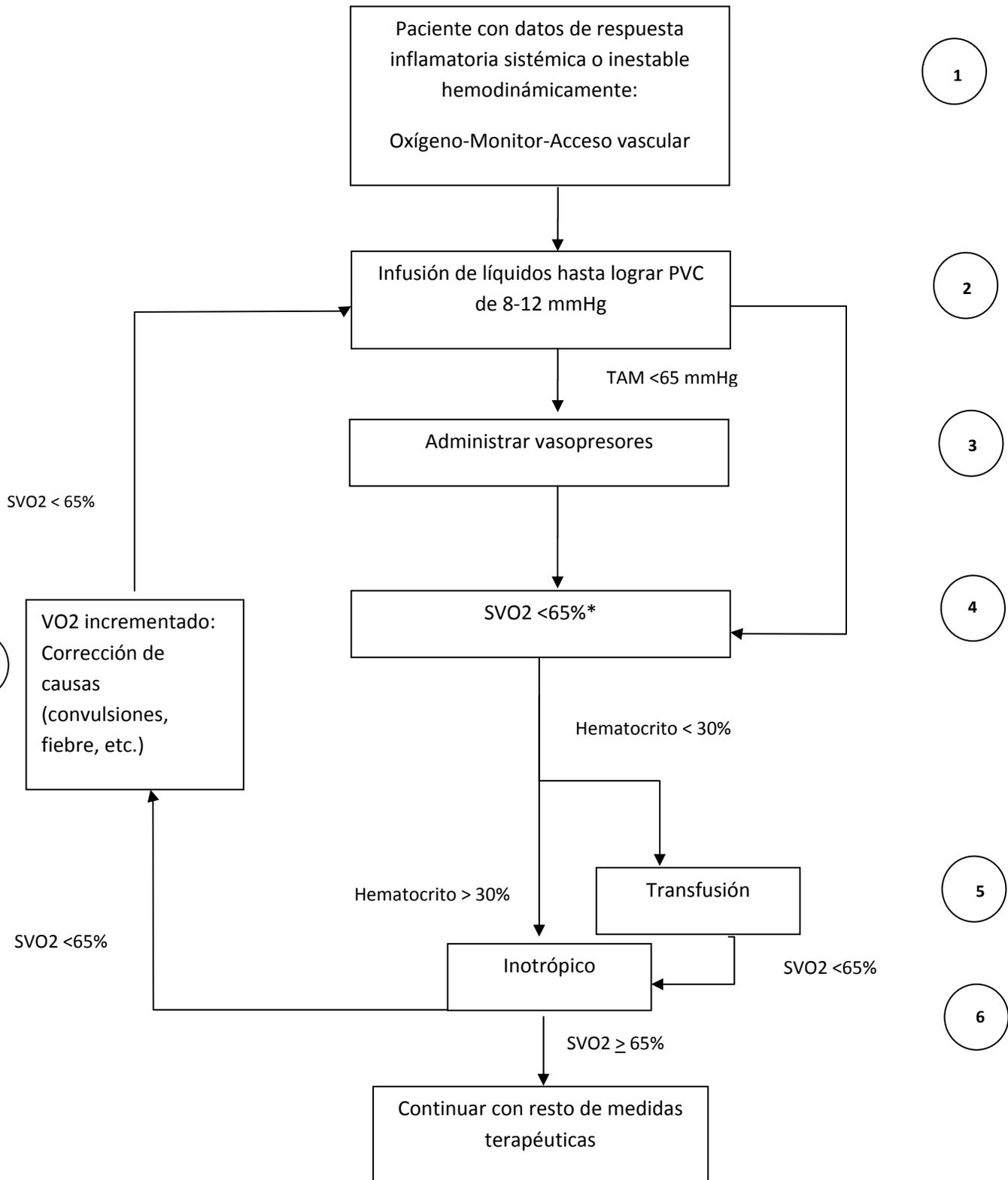
### 2) Dirigir reanimación.

Como se comentó en los resultados, se observó una relación directa entre la diferencia venoarterial de  $\text{CO}_2$  y gasto cardiaco, sin embargo se observó que la diferencia venoarterial es independiente al valor de hemoglobina y a la saturación tanto arterial como venosa de oxígeno. El hecho anterior es de gran relevancia puesto que dentro de la reanimación del paciente crítico un parámetro utilizado actualmente para la toma de decisiones lo constituye la saturación venosa de oxígeno, sin embargo debido a la relación directa al gasto cardiaco, saturación de oxígeno y niveles de hemoglobina la toma de decisiones se torna ambigua, de manera particular acerca de hemotransfusión.

El nivel de saturación venosa baja indica que puede existir alteración en el gasto cardiaco (por alteraciones de precarga, postcarga o contractilidad), niveles de hemoglobina u oxigenación; sin embargo no es capaz de diferenciar una etiología de otra. En las guías de la campaña de sobreviviendo a la sepsis se ha planteado un algoritmo de manejo bastante práctico y extrapolable a otros escenarios clínicos (siguiente página):

# Medición del gasto cardiaco por $\text{DvCO}_2$

Algoritmo de reanimación modificado a partir del modelo en el paciente séptico:



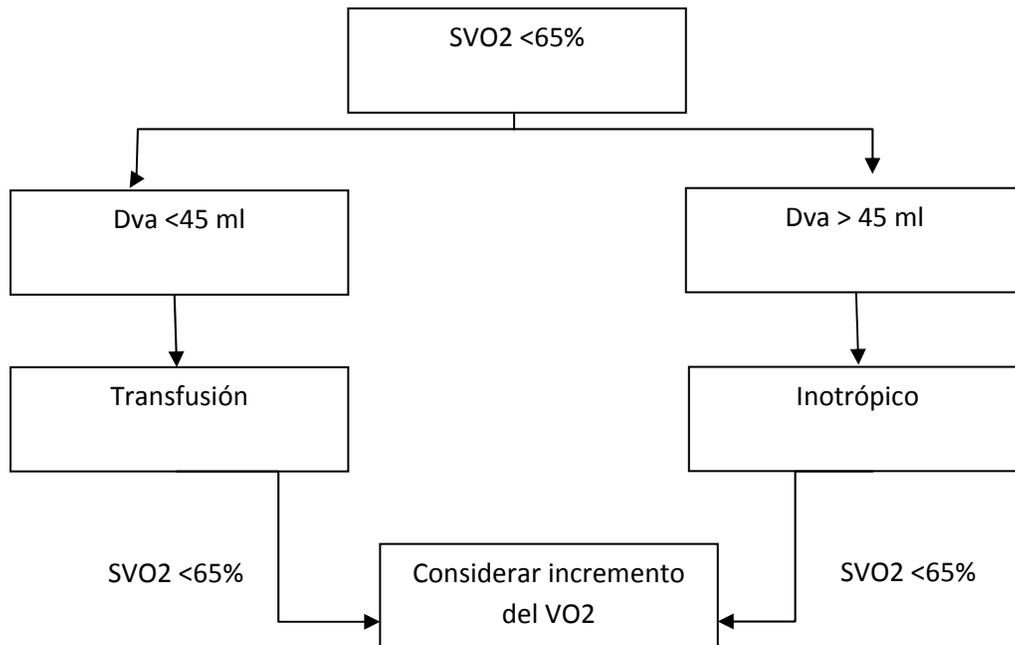
\*En la campaña de sobreviviendo a la sepsis se utiliza saturación venosa central (SvO<sub>2</sub>) de 70%, en este algoritmo se colocó saturación mixta de oxígeno (SVO<sub>2</sub>) de 65% como valor equivalente.

## Medición del gasto cardiaco por $\text{DvCO}_2$

Como se podrá observar a partir de punto “4”, en la evaluación de la saturación venosa si el hematocrito es menor del 30% se deberá transfundir y sólo con hematocrito mayor al 30% entonces considerar inotrópico. Tomando en cuenta las tendencias actuales acerca de transfusión sanguínea este concepto podría encontrarse errado, dado que no se ha demostrado beneficio entre mantener hemoglobina entre 7 ó 10 g/dL<sup>14</sup>. Por otro lado, la transfusión se ha asociado a mayor riesgo de infecciones y otras complicaciones (lesión pulmonar por transfusión). Por lo anterior la transfusión debe realizarse de manera más juiciosa.

Al tomar en cuenta la diferencia venoarterial de  $\text{CO}_2$  se puede hacer la distinción entre una diferencia “amplia” que hablaría de gasto cardiaco disminuido y de una diferencia “estrecha” que habla de gasto cardiaco normal.

De esta forma se puede realizar la siguiente ruta de diagnóstica terapéutica:



La cuestión principal a este respecto consiste en establecer un valor “normal” de diferencia venoarterial de  $\text{CO}_2$  en la práctica clínica. Gutiérrez y colaboradores<sup>8</sup> realizaron esta determinación en modelos experimentales de isquemia y propusieron un valor de 45 ml. Sin embargo esta condición es experimental y se requiere evaluar y validar este parámetro en pacientes críticos.

### **CONCLUSIONES**

La determinación del gasto cardiaco por fórmula constituye una alternativa para establecer tendencia en el comportamiento del gasto cardiaco. Sin embargo, la correlación con respecto al método de termodilución no permite utilizarlo de forma equivalente.

### BIBLIOGRAFIA

- 1) Rattalino M, Carvajal C. Monitorización no invasiva del gasto cardiaco. *Revista Chilena de Anestesiología*, 2006; 35: 153-164.
- 2) González TJ. Medición invasiva del gasto cardiaco en las unidades de cuidados críticos. *Enfermería en cardiología*, 2006; 38: 30-35.
- 3) Hadian M, et al. Cross-comparison of cardiac output trending accuracy of LidCO, PiCCO, Flotrack and pulmonary artery catheters. *Critical Care* 2010; 14: R212.
- 4) Dos Santos JL, Gomes JL. Comparison between cardiac output values measured by thermodilution and partial carbon dioxide rebreathing in patients with acute lung injury. *Sao Paulo Med J*, 2004; 122: 233-238
- 5) Russel AE, et al. Automated non-invasive measurement of cardiac output by the carbon dioxide rebreathing method: comparison with dye dilution and thermodilution. *Br Heart J* 1990; 63: 195-199.
- 6) Siddiki H, Kojicic M, Li G. Bedside quantification of dead-space fraction using routine clinical data in patients with acute lung injury: secondary analysis of two prospective trials. *Critical Care* 2010; 14:R141
- 7) Benoit Vallet, Jean-Louis Teboul, Stephen Cain and Scott Curtis. Venoarterial  $\text{CO}_2$  difference during regional ischemic or hypoxic hypoxia. *J Appl Physiol* 2000; 89:1317-1321.
- 8) Gutierrez G. A Mathematical Model of Tissue-Blood Carbon Dioxide Exchange during Hypoxia. *Am J Respir Crit Care Med*, 2004; 169: 525-533

- 9) Faisy C, Guerot E, Diehl JL, Labrousse J, Fagon JY. Assessment of Resting Energy Expenditure in Mechanically Ventilated Patients. *American Journal of Clinical Nutrition*. 2003; 78: 241-249.
- 10) Savard, Jean-François MD, FRCPC; Faisy, Christophe MD, PhD; Lerolle, Nicolas MD et al. Validation of a predictive method for an accurate assessment of resting energy expenditure in medical mechanically ventilated patients. *Critical Care Medicine*, 2008; 36(4):1175-83.
- 11) Kothari N, Amaria T, Hegde A, et al. Measurement of cardiac output: Comparison of four different methods. *IJTCVS*, 2003; 19: 163–168
- 12) Murias EG Villagr a A, Vatua S. Evaluation of a noninvasive method for cardiac output measurement in critical care patients. *Intensive Care Med* 28 2002; 28:1470–1474
- 13) Young B P, Low LL. Noninvasive Monitoring Cardiac Output Using Partial CO2 Rebreathing. *Crit Care Clin* 2010; 26 383–392
- 14) Napolitano LM, et al. Clinical practice guide: Red blood transfusion in adult trauma and critical care. *Crit Care Med* 2009; 37: 3124-3157

### TABLAS

Tabla 1. Distribución de los valores encontrados.

Parámetro	Media	Desviación estándar
Edad (años)	67	13
Hemoglobina (g/dL)	10	1.6
pCO2 (mmHg)	39	4.9
Gasto energético (calorías)	1983	250.5
Diferencia venoarterial (ml/L)	45	2.1
Gasto cardiaco por termodilución (L/min)	5.1	1.06
Gasto cardiaco por fórmula (L/min)	4.8	0.7
VO2 (ml/min)	231	29.1

## GRAFICOS

Gráfico 1. Correlación del gasto cardiaco por termodilución Vs. Fórmula.

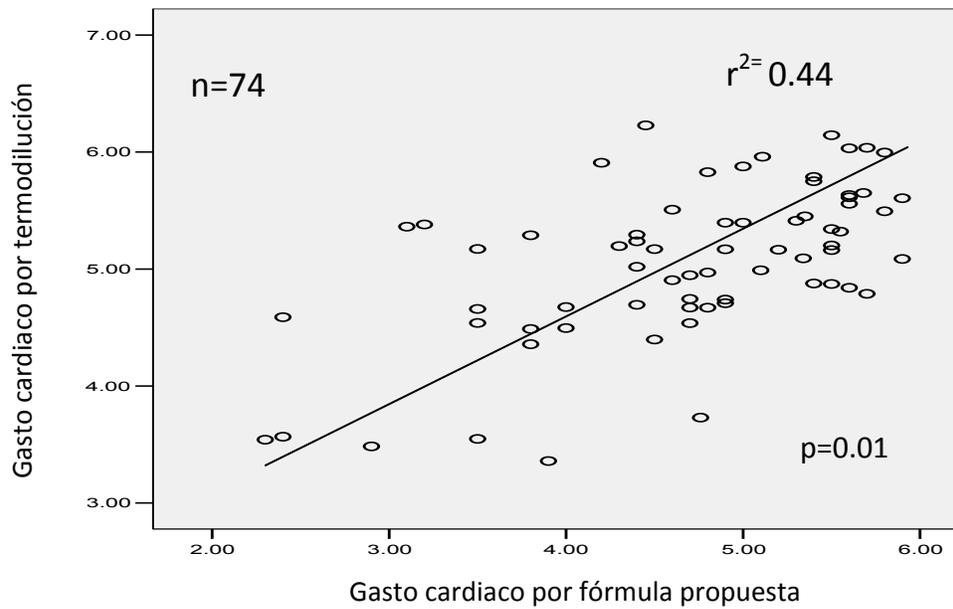


Gráfico 2. Gasto cardiaco Vs. Diferencia venoarterial de CO2

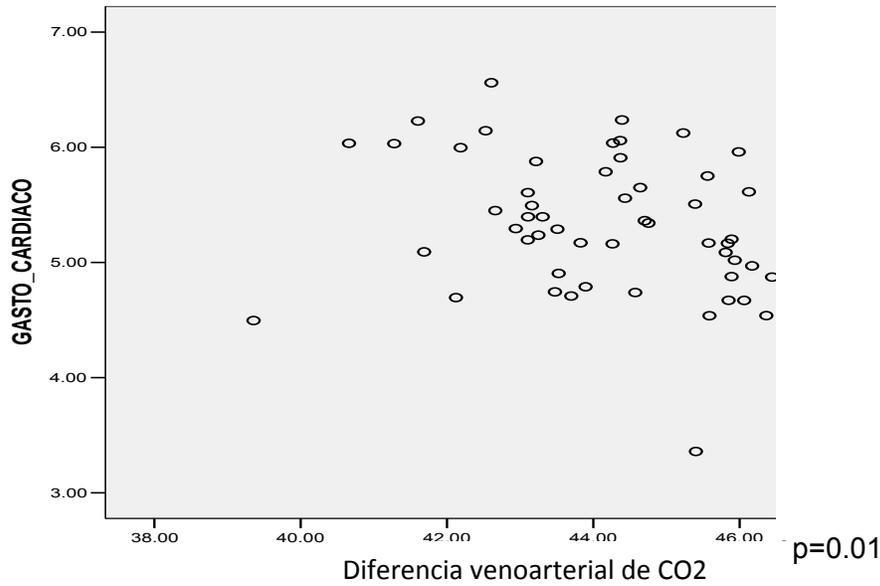


Gráfico 3. Correlación entre diferencia (delta) venoarterial de CO2 y saturación arterial de oxígeno.

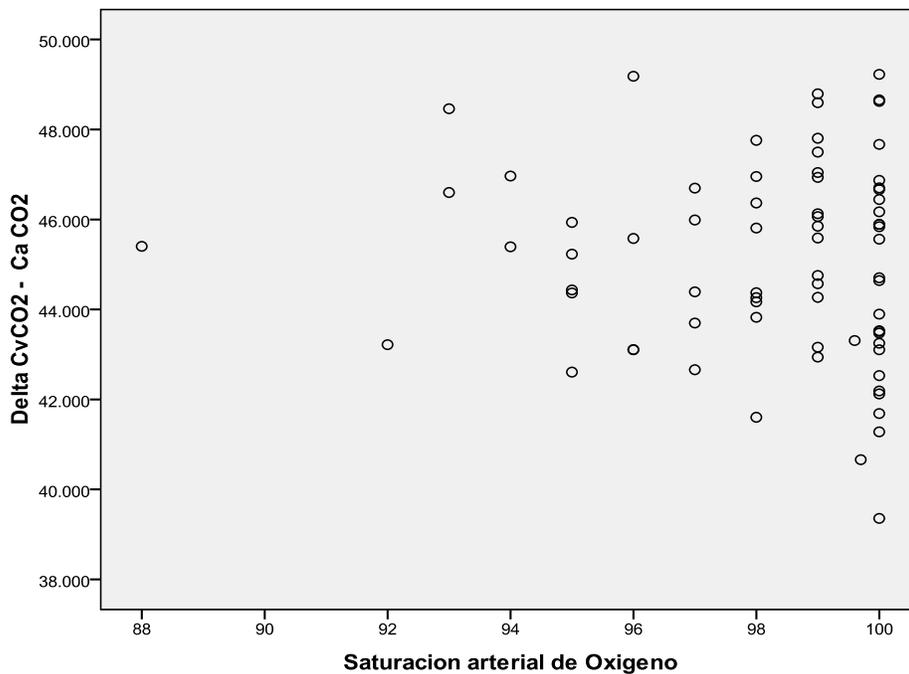




Gráfico 5. Regresión lineal.

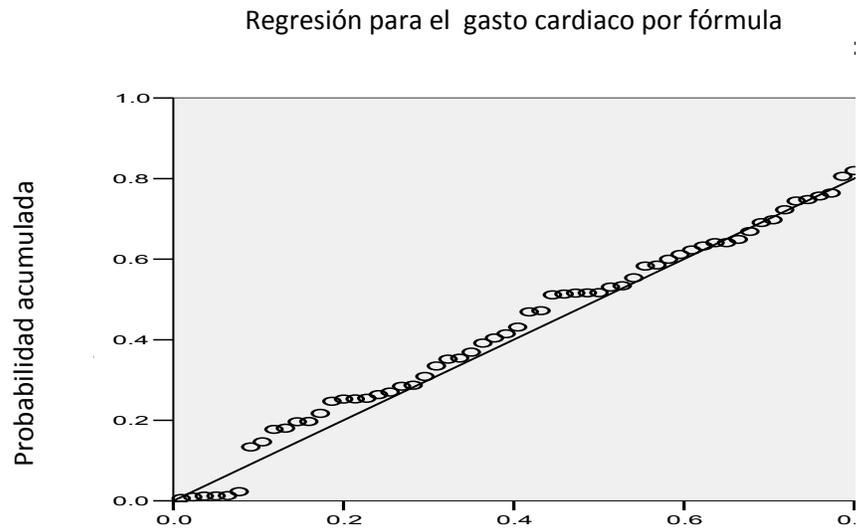


Gráfico 6. Variabilidad de la medición del gasto cardiaco por fórmula de Fick convencional Vs. Fórmula a partir del  $\text{VCO}_2$  (estimado).

