

A. Martín Vivas^a,
S. Saboya Sánchez^b,
M. Patiño Rodríguez^c,
J.A. Silva Obregón^d,
S. Gómez Rosado^d
y J.J. Blanco García^d

^aMédico Adjunto. Servicio de Medicina Intensiva. Hospital Universitario Fundación Alcorcón. Madrid.

^bEnfermera. Servicio de Medicina Intensiva. Hospital Universitario Puerta de Hierro. Madrid.

^cMédico Adjunto. Servicio de Medicina Interna. Hospital Universitario de Móstoles. Madrid.

^dMédico Adjunto. Servicio de Medicina Intensiva. Hospital General de Ciudad Real. Ciudad Real.

Correspondencia:

J.A. Silva Obregón.
Unidad de Medicina Intensiva.
Hospital General de Ciudad Real.
Carretera de Tomelloso, s/n.
13005 Ciudad Real. Madrid
Correo electrónico: jasoeres@gmail.com

Monitorización hemodinámica: sistema PiCCO[®]

Hemodynamic monitoring: PiCCO[®] system

La monitorización del gasto cardíaco (GC) en los pacientes críticos tiene como objetivo el mantener y optimizar la función cardíaca con el objetivo primordial de obtener una adecuada perfusión tisular. Dicha monitorización se ha realizado, desde hace años, mediante el empleo del catéter de arteria pulmonar, el cual, cada vez suscita mayor controversia. Desde hace algunos años la monitorización del GC ha ido evolucionando con la aparición de nuevos sistemas de monitorización tanto de manera invasiva como no invasiva. En este capítulo repasamos algunos aspectos de la monitorización del GC mediante el empleo de termodilución transpulmonar con el sistema PiCCO[®]. Dicho sistema se basa en la inyección de un bolo de suero salino por vía central. Un termistor situado en la punta de un catéter arterial, normalmente femoral, mide los cambios de temperatura sanguíneos creando una curva de termodilución, que tras su análisis nos informará de los parámetros hemodinámicos.

Palabras clave: gasto cardíaco, termodilución, monitorización hemodinámica, PiCCO[®], presión capilar pulmonar, presión arterial.

Cardiac output (CO) is monitored in critically ill patients to maintain and improve cardiac function with the primary goal of adequate tissue perfusion. For a long time, this monitoring has been done using the pulmonary arterial catheter, which has been provoking increasing controversy. For some years, monitoring of CO has been evolving with the appearance of new invasive and non-invasive monitoring systems. In this chapter we review some aspects of CO monitoring with the PiCCO[®] system based on transpulmonary thermodilution. This system is based on the injection of a cold fluid bolus centrally in the vein. A thermistor located in the tip of the arterial catheter, usually femoral, is used to measure blood temperature changes. A thermodilution curve is created and the

hemodynamic parameters obtained after its analysis.

Key words: *cardiac output, thermodilution, hemodynamic monitoring, PiCCO®, pulmonary capillary wedge pressure, arterial pressure.*

INTRODUCCIÓN

Las señales biológicas son variables que intentamos controlar por medio de sensores biomédicos. Dichos sensores detectan las diferentes señales con precisión, mientras que el equipo médico es el encargado de controlar las variables fisiológicas, mecánicas, electrónicas u otras de las que dependa esa precisión. El control de las variables puede ser muy simple, como tomar el pulso o la temperatura, pero también puede ser extremadamente complejo, como el monitor en la cabecera de la cama que utiliza los datos obtenidos, por técnicas invasivas y no invasivas, para registrar y calcular diferentes parámetros.

La información obtenida mediante la monitorización, aunque nunca es terapéutica, nos orienta al diagnóstico ya que es útil para la evaluación global del paciente que realiza el personal médico. Dicha información se debe integrar al resto de los datos disponibles a la hora de realizar un diagnóstico, y a la hora de decidir qué información se precisa, se debe evaluar el riesgo-beneficio de cada sistema de monitorización, siendo además su mantenimiento un trabajo de equipo compartido por médicos y enfermería.

A continuación se expone una revisión sobre un sistema de monitorización hemodinámica que recibe el nombre de PiCCO®, cuyas iniciales significan *pulse contour cardiac output* (gasto cardíaco por análisis del contorno de la onda de pulso).

PRINCIPIOS FISIOLÓGICOS

Para comprender los parámetros de medición que utiliza el sistema PiCCO® a la hora de realizar el análisis

hemodinámico del paciente, es preciso recordar algunas nociones fisiológicas básicas.

El flujo circulatorio se origina por las contracciones musculares del corazón. La sangre circula por un circuito cerrado, así que el volumen eyectado por el ventrículo izquierdo (VI) en un periodo de tiempo, llamado volumen sistólico (VS), es igual al volumen que vuelve al ventrículo derecho (VD). Este flujo circulatorio continuo es lo que se conoce como gasto cardíaco (GC) y depende de una serie de factores interrelacionados entre sí.

En el corazón sano, la distensión impuesta sobre el músculo cardíaco en reposo está en función del volumen alcanzado por los ventrículos al final de la diástole, es decir, del volumen telediastólico (VTD) o precarga. La relación normal entre la precarga y la fuerza de contracción ventricular fue descrita por Otto Frank y Ernest Starling, y se conoce como el fenómeno de Frank-Starling, donde el volumen telediastólico o precarga es la fuerza principal que gobierna la fuerza de contracción ventricular¹. Por tanto, la medida más eficaz para mantener el GC es que el volumen diastólico sea el adecuado. Además, el corazón debe vencer una fuerza opuesta antes de iniciar la contracción, es la llamada postcarga, la cual se expresa como resistencia vascular sistémica (RVS) mediante la ecuación: $RVS = (PAM - PVC)/GC$, donde PAM es la presión arterial media y PVC es la presión venosa central.

La contractilidad cardíaca es una medición de la velocidad y la capacidad de acortamiento de las fibras cardíacas durante la sístole. Depende de la precarga y la postcarga.

Las variables hemodinámicas se expresan a menudo en relación con el tamaño corporal, siendo el índice más utilizado el área de superficie corporal (ASC), que incorpora el peso y la talla. Así, el índice cardíaco es el GC en función del ASC, $IC = GC/ASC$.

La termodilución es un método de dilución empleado para medir el flujo sanguíneo mediante la administración de un indicador, el cual suele ser un líquido con temperatura diferente a la de la sangre. Se basa en la premisa de que la tasa de flujo sanguíneo es inversamente proporcional al cambio de concentración del indicador en un período de tiempo determinado. De este modo, y tras la admi-

134 nistración del indicador, se genera una curva temperatura-tiempo donde el área bajo la curva es inversamente proporcional a la tasa del flujo sanguíneo.

MONITORIZACIÓN HEMODINÁMICA

El manejo hemodinámico de los pacientes críticos se basa en el conocimiento de una serie de variables fisiológicas que influyen sobre precarga, postcarga y contractilidad cardíaca, y por tanto sobre el GC. Las técnicas de monitorización se han ido desarrollando desde medidas no invasivas de un solo parámetro, hasta múltiples parámetros mediante medidas invasivas.

El método clásico de monitorización de los pacientes hemodinámicamente inestables, y el más usado en las Unidades de Medicina Intensiva en los últimos treinta años, ha sido el catéter de la arteria pulmonar o catéter Swan-Ganz. Permite la medición de la presión de la aurícula derecha, el VD y la arteria pulmonar. Además, mediante la medición de la presión de enclavamiento pulmonar (en la mayoría de las ocasiones es sinónima de presión capilar pulmonar [PCP]) permite estimar la presión telediastólica o precarga del VI. También nos permite conocer otros parámetros, de manera continua o no, como la saturación venosa mixta o el GC. Este último se cuantifica por medio de termodilución. Las críticas más importantes a este método de monitorización son la complejidad de su inserción, no exenta de posibles complicaciones, y sobre todo la existencia de múltiples artefactos que pueden falsear los datos obtenidos²⁻⁴.

El sistema PiCCO® (*PULSION Medical Systems AG, Munich, Germany*) es una alternativa, para algunas mediciones, al catéter de arteria pulmonar⁵. Esta tecnología utiliza la termodilución transpulmonar y el análisis del contorno de la onda de pulso para calcular el GC y otros parámetros que aportan información sobre el estado de la precarga y la postcarga. Varios estudios han comparado la relevancia fisiológica entre las mediciones del catéter de la arteria pulmonar y el PiCCO®⁶⁻¹⁰, y en ellos se sugiere que la predicción a la respuesta del volumen es mejor cuando utilizamos el sistema PiCCO®.

SISTEMA PiCCO®

El sistema PiCCO® es un método de monitorización hemodinámica, capaz de medir el GC por termodilución transpulmonar (TDTP) y estimar la precarga por medio del volumen sanguíneo intratorácico (ITBV)⁵.

Existe evidencia de que el ITBV es independiente de las variaciones de la presión intratorácica y de la distensibilidad ventricular, razón por la que podría estimar la precarga mejor que la PCP, especialmente en pacientes que reciben ventilación mecánica con presión positiva¹⁰.

Este método requiere: a) catéter venoso central convencional al que se conecta externamente un sensor capaz de medir la temperatura de la solución inyectada, y b) catéter arterial, habitualmente femoral, el cual además de permitir la medición de la presión arterial, posee un sensor de temperatura en su extremo distal.

El monitor PiCCO® calcula el GC por análisis de la curva de TDTP usando la ecuación de Stewart-Hamilton¹¹. Para determinar el GC se precisa la inyección en bolo del indicador, normalmente suero salino isotónico, a través de la luz del catéter venoso central que tiene el sensor de temperatura externo. Una vez en el torrente sanguíneo, el termistor de la punta del catéter arterial PiCCO® detecta las variaciones de la temperatura generando la curva de termodilución (fig. 1). Además obtiene el tiempo medio de tránsito (Mtt) y el tiempo de la pendiente de descenso exponencial (Dst) del indicador térmico. Estos parámetros nos permitirán conocer el volumen térmico intratorá-

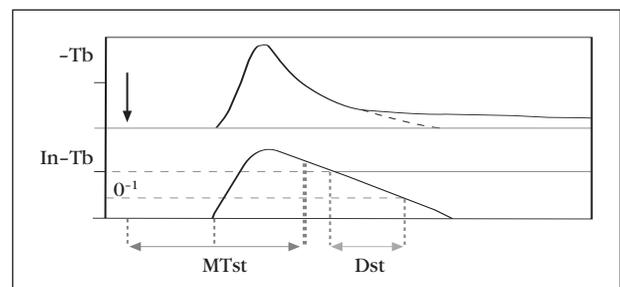


Figura 1. Curva de termodilución. Imagen reproducida con el permiso de Pulsion Medical Systems.

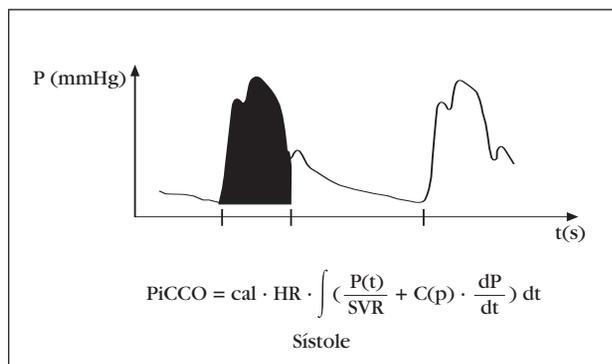


Figura 2. Análisis del contorno de la onda de pulso.

cico total (ITTV), producto del GC por el Mtt, y el volumen térmico pulmonar total (PTV), producto del GC por el Dst. La determinación del ITTV y del PTV nos permitirá estimar el volumen de las cuatro cámaras cardíacas o volumen global al final de la diástole (GEDV), ya que es la diferencia entre ambos parámetros⁵.

Simultáneamente al proceso de termodilución se realiza el análisis del contorno de la onda de pulso arterial (fig. 2), el cual nos determinará la *compliance* aórtica. Así se calibra el algoritmo utilizado por la tecnología PiCCO®, el volumen sucesivo del latido conti-

nuo e individual, el volumen del GC y la variación del volumen latido¹².

MONTAJE Y CONFIGURACIÓN DEL SISTEMA PiCCO®

El kit de monitorización PiCCO® contiene: un receptor de presión con tecnología PiCCO® con un dispositivo de lavado estándar integrado y una válvula de cierre integrada, cámara de goteo con pipeta de goteo, tubo y sistema de pinzamiento con rueda; un conducto de presión arterial (marcado con una línea roja) con una llave de tres pasos suplementaria; la carcasa del sensor de la temperatura del inyectable PV4046 para inyectables a temperatura ambiente y refrigerados con interruptor integrado para la lectura del momento y la duración de la inyección. El montaje del sistema se explica en la figura 3.

El sistema PiCCO® consta de un catéter venoso central y un catéter arterial de termodilución específico del sistema.

El acceso venoso utilizado puede ser una vena subclavia, yugular o femoral. Existen estudios que validan los resultados obtenidos por termodilución desde una vena femoral, aunque se produce una leve sobreestimación del resultado de GEDV¹³. En la luz distal de la vía central se conecta el sensor de temperatura de la solución inyectada, que se une al cable azul del sensor de temperatura del interfaz.

Los catéteres arteriales disponibles permiten canalizar la arteria femoral, braquial, axilar o radial. El catéter tiene dos luces, una luz con el extremo de color blanco donde se conecta el transductor de presión arterial con la línea de presión, que a su vez se unirá con el monitor, y otra luz con el extremo rojo donde se conecta el cable de temperatura arterial (con cabezal rojo) de la interfaz.

Una vez conectados los extremos de temperatura arterial y venosa de la interfaz, estos se conectan al monitor.

Para la medición de termodilución se inyecta el indicador (suero salino isotónico) cuyo volumen será indicado por el monitor según el peso y talla del paciente, y cuya temperatura será inferior a 8 °C si se utiliza suero frío (variará en función del tipo de caté-

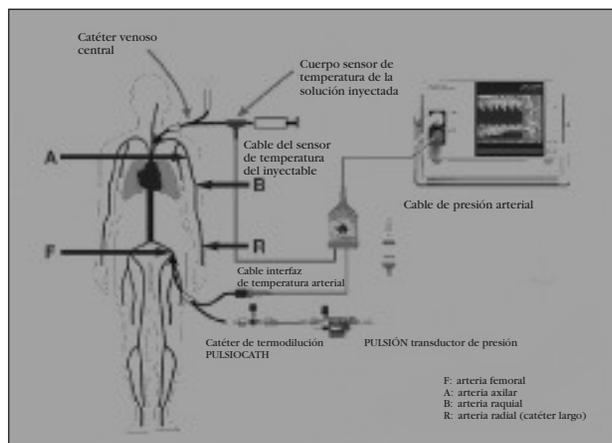


Figura 3. Montaje del sistema PiCCO®. Imagen reproducida con el permiso de Pulsion Medical Systems.

136 ter arterial). Estos datos habrá que confirmarlos o modificarlos en el momento previo a realizar la calibración.

El tiempo de inyección será inferior a 5 segundos, y siempre a través de la luz con el sensor de temperatura externo (luz distal de la vía central). Tras unos 10 segundos (variará en función del GC) el termistor de la punta del catéter arterial detecta la diferencia de temperatura sanguínea, comenzando la curva de termodilución.

Se recomiendan tres mediciones para la calibración inicial del sistema. Además, se deben realizar calibraciones cada 8 horas, y por supuesto cada vez que la situación hemodinámica del paciente así lo precise.

Para la obtención de los parámetros es necesario introducir el valor de la PVC cada vez que se realice una nueva calibración.

PARÁMETROS DERIVADOS DE LA MEDICIÓN PiCCO®

El sistema PiCCO® nos proporciona una serie de parámetros de forma continua y otros de manera puntual, es decir, en el momento de la medición. Para entender mejor el significado de dichos parámetros y su utilidad posterior será necesario seguir el esquema de la figura 4, en el que se representan las distintas zonas por las que transcurre el indicador (solución salina), desde la entrada por la vía central donde se inyecta. El conjunto de todas ellas es el ITTV.

Primero se definen los parámetros, en segundo lugar se relacionan como medidas de precarga, postcarga y función cardíaca.

Volumen térmico intratorácico total

$$\text{ITTV} = \text{GC} \times \text{Mtt}$$

Volumen térmico pulmonar total

Corresponde al conjunto del volumen de sangre pulmonar (PBV) y el agua pulmonar extravascular

(EVLW). Se calcula directamente por el método de termodilución.

$$\text{VTP} = \text{GC} \times \text{Dst}$$

Volumen global al final de la diástole

Es la suma de los volúmenes diastólicos de las cuatro cavidades cardíacas, y su valor corresponde a la diferencia entre el ITTV y el PTV.

$$\text{GEDV} = \text{ITTV} - \text{PTV}$$

El valor indexado normal en función del ASC es de 680-800 ml/m².

Volumen de sangre intratorácico

Es la suma del volumen de las cuatro cavidades cardíacas más el volumen de sangre pulmonar, es decir: GEDV + PBV. La relación entre el GEDV y el PBV es constante, siendo el valor del GEDV cuatro veces superior¹⁴; queda expresado como:

$$\text{ITBV} = 1,25 \times \text{GEDV}$$

El valor normal en función del ASC es de 850-1.000 ml/m².

La fórmula se ha obtenido tanto de estudios experimentales¹⁵ como clínicos¹⁶, y la comparación con los métodos de doble indicador y gravimétrico (considerado el *gold-standard*) ha sido excelente¹⁷.

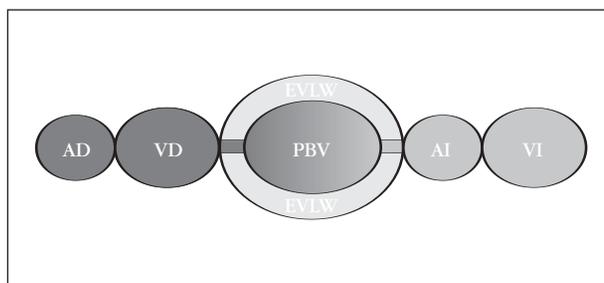


Figura 4. Compartimentos analizados. Imagen reproducida con el permiso de Pulsion Medical Systems. AD: aurícula derecha; AI: aurícula izquierda; EVLW: agua pulmonar extravascular; PBV: volumen de sangre pulmonar; VD: ventrículo derecho; VI: ventrículo izquierdo.

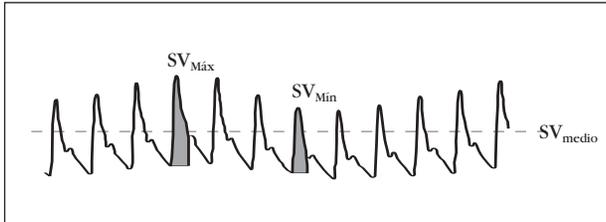


Figura 5. Variación de la onda de pulso. Imagen reproducida con el permiso de Pulsion Medical Systems. VS: volumen sistólico. Máx: máximo; Mín: mínimo.

Agua pulmonar extravascular

El EVLW se correlaciona con el volumen térmico extravascular en los pulmones. Valores altos indican un exceso de volumen en el parénquima pulmonar.

$$\text{EVLW} = \text{ITTV} - \text{ITBV}$$

Índice de función cardíaca

Calculado desde el GEDV y en función del IC. El índice de función cardíaca (IFC) es una variable que refleja el estado inotrópico. Es independiente de la presión intratorácica, de la *compliance* miocárdica y del tono vascular.

$$\text{IC} = \text{GC}/\text{ASC} \text{ (N: } 3,0\text{-}5,0 \text{ l/min/m}^2\text{)}$$

$$\text{IFC} = \text{IC}/\text{GEDV} \text{ (N: } 4,5\text{-}6,5 \text{ l/min)}$$

Gasto cardíaco continuo

Ya se ha definido en un apartado anterior el GC. El sistema de medición PiCCO®, una vez configurado y calibrado, informa de manera continua el GC.

Variación del volumen sistólico

Durante el ciclo respiratorio se producen cambios en la precarga como consecuencia de los cambios en el retorno venoso. Estos cambios son expresados como variaciones en la onda del pulso, y la diferencia del volumen entre un máximo en la espiración y un

mínimo en la inspiración es conocida como variación del volumen sistólico (VVS). Un valor menor o igual al 10% indica una situación óptima.

Durante la inspiración, la disminución del retorno venoso produce una disminución del VS, lo cual se manifiesta como una disminución en la onda de pulso (fig. 5). En una situación de hipovolemia esta diferencia será mayor, puesto que será más evidente la disminución del volumen al final de la diástole.

Variación de la presión de pulso

El principio fisiológico es el mismo que en la VVS, pero en este caso lo que se mide es el cociente entre la diferencia del valor máximo y mínimo de la presión de pulso por la media de los dos valores, expresado en tanto por ciento, en un mismo ciclo respiratorio. Al igual que la VVS, a mayor diferencia menor precarga, es decir, mayor necesidad de volumen. Los valores normales son los mismos que para la VVS.

Velocidad de aumento de la presión ventricular pico

El dP/dt se refiere a la velocidad con que aumenta la presión ventricular (VD o VI) durante la fase pre-eyectiva (contracción isovolumétrica) de la sístole, y se expresa en mmHg/seg. Se diferencia de la fracción de eyección o la fracción de acortamiento en que estos últimos son índices del período eyectivo de la sístole.

Durante la contracción isovolumétrica se produce un punto máximo de presión que coincide justo con el momento de apertura de la válvula aórtica, ese punto coincide con el $\text{dP}/\text{dt}_{\text{máx}}$ o velocidad de aumento de la presión ventricular pico. El valor de $\text{dP}/\text{dt}_{\text{máx}}$ es un parámetro útil de estimación del nivel de inotropismo ventricular, y está influenciado por la precarga y la postcarga.

Por tanto, un aumento de $\text{dP}/\text{dt}_{\text{máx}}$ podría explicarse tanto por aumento del inotropismo, siempre que no se alteren la precarga o la postcarga, como por aumento de la precarga aunque el nivel inotrópico no se haya modificado. Un aumento de la postcar-

138 ga como puede ser la hipertensión arterial (HTA) puede producir un incremento de la $dP/dt_{m\acute{a}x}$ sin que ello implique cambios del inotropismo.

En resumen, la $dP/dt_{m\acute{a}x}$ es útil para investigar los cambios del inotropismo en un paciente en particular cuando permanecen constantes las condiciones de carga¹⁸.

En el sistema PiCCO® el dP_{mx} nos da una aproximación del $dP/dt_{m\acute{a}x}$ mediante el análisis de la curva de la presión arterial, dado que la presión ventricular no se puede medir salvo introduciendo un catéter en el VI. Esta aproximación, aunque infraestima ligeramente el valor real, sí que es útil cuando lo que se valora es la tendencia de dicho parámetro.

Índice de permeabilidad vascular pulmonar

Se define como el cociente entre el EVLW y el PBV. El índice de permeabilidad vascular pulmonar (PVPi) nos ayuda a diferenciar si el exceso de agua pulmonar extravascular se debe a un aumento de la presión hidrostática o como consecuencia de un daño pulmonar (membrana alveolo-capilar), ya que en estas circunstancias la permeabilidad capilar se encuentra aumentada. Hay estudios que afirman que un $PVPi \geq 3$ sería válido para diagnosticar un síndrome de distrés respiratorio agudo/lesión pulmonar aguda (SDRA/ALD)^{19,20}.

Índice de resistencia vascular sistémica

El índice de resistencia vascular sistémica (RVSi) representa las resistencias vasculares periféricas. Se calcula a través del gradiente de presiones desde la aorta hasta la aurícula derecha, y está inversamente relacionada con el flujo sanguíneo (IC).

$RVS_i = (PAM - PVC) \times 80/IC$ (N: 1.600-2.400 $\text{din-seg-m}^2/\text{cm}^5$)

INTERPRETACIÓN DE LOS DATOS OBTENIDOS

Para poder tomar la actitud más acertada en cada caso, se debe conocer primero qué representa cada uno de los datos que nos aporta el PiCCO®.

1. Parámetros que informan de la precarga:
 - Volumen global al final de la diástole (GEDV).
 - Volumen de sangre intratorácica (ITBV).
 - Variación del volumen sistólico (VVS).
 - Variación de la presión del pulso (PPV).
2. Parámetro que informa de la postcarga:
 - Resistencias vasculares sistémicas (RVS).
3. Parámetros que informan de la contractilidad cardíaca:
 - Fracción de eyección global (FEG).
 - Índice de función cardíaca (IFC).
 - Velocidad de aumento de presión ventricular pico (dP_{mx}).
4. Parámetros que informan del exceso de agua pulmonar y el posible origen del mismo:
 - Agua pulmonar extravascular (EVLW).
 - Índice de permeabilidad pulmonar vascular (PVPi).

De acuerdo con estas mediciones se puede seguir un esquema de actuación para optimizar la situación hemodinámica del paciente. En la tabla 1 se describen los valores normales.

LIMITACIONES AL MÉTODO DE DILUCIÓN

La mayor parte de las limitaciones que aparecen en el uso del método de dilución para la medición del

Tabla 1. Valores normales en sistema PiCCO®

Variable	Valor normal
Índice cardíaco	3,0-5,0 l/min/m ²
Volumen de sangre intratorácico	850-1.000 ml/m ²
Agua pulmonar extravascular indexada	3,0-7,0 ml/kg
Frecuencia cardíaca	60-90 lpm
Presión venosa central	2-10 mmHg
Presión arterial media	70-90 mmHg
Índice de resistencia vascular sistémica	1.600-2.400 $\text{din-seg-m}^2/\text{cm}^5$
Volumen global al final de la diástole	680-800 ml/m ²
Índice de permeabilidad vascular pulmonar	1-3
Velocidad de aumento de la presión arterial	1.200-2.000 mmHg/seg
Variación del volumen sistólico	≤ 10%
Variación de presión de pulso	≤ 10%

EVLW están descritas en estudios experimentales y son secundarias al aumento de la resistencia vascular pulmonar, a lesiones pulmonares y resecciones del parénquima pulmonar.

Obstrucción vascular

En la medida del EVLW se pueden producir errores al estar alterado el volumen de distribución del indicador térmico. La obstrucción vascular lleva consigo una disminución real del PBV, provocando sobreestimación del GEDV y por tanto del ITBV. Por ello, se infraestimarán falsamente el EVLW²¹. En la práctica clínica este fenómeno puede ocurrir en pacientes con SDRA donde existe microobstrucción vascular, y también con el empleo de presión positiva al final de la espiración (PEEP), aunque este último aspecto es más controvertido.

Lesiones pulmonares aisladas

Por la redistribución del flujo sanguíneo en las zonas pulmonares lesionadas se puede infraestimar el valor del EVLW²².

Resección del parénquima pulmonar

Al no tener en cuenta el lógico descenso del PBV que sucede cuando se reseca algún segmento pulmonar, se produce la sobreestimación del ITBV. Esta situación produce una infravaloración del valor real del EVLW²².

Otros factores

No se han encontrado errores en la medición en circunstancias de hipo o hipervolemia. Tampoco en situaciones hipo o hiperdinámicas, definidas como un GC inferior a 1,9 y superior a 7,1 l/min/m², respectivamente.

Se han detectado cambios en diferentes parámetros debido al volumen corriente, la PEEP y la rela-

ción PaO₂/FiO₂, aunque dichas alteraciones no fueron significativas²³. Tampoco los factores anatómicos como la talla y el peso, el área de superficie corporal o el índice de masa corporal alteran los valores obtenidos. No obstante sí se debe tener en cuenta el peso ideal del paciente cuando se obtengan los valores indexados en función del ASC, pues un sobrepeso infravalora el valor real del EVLW al aumentar el ASC.

VALOR CLÍNICO

Las mediciones efectuadas nos proporcionan un valor pronóstico, diagnóstico y terapéutico.

Valor pronóstico

Se ha demostrado que los valores superiores a 15 ml/kg del EVLW se asocian a una mortalidad del 65%, y disminuye al 33% si el EVLW inferior a 10 ml/kg²⁴.

Valor diagnóstico

En situaciones de edema pulmonar es capaz de detectarlo con mayor exactitud que los signos clínicos de la exploración física y los hallazgos radiológicos, ya que estos se encuentran interferidos frecuentemente por las dificultades técnicas. Además, diferencia con más exactitud entre el edema pulmonar de origen cardiogénico y secundario a daño pulmonar que la PCP²⁵. También se aproxima con más fiabilidad al diagnóstico del SDRA.

Valor terapéutico

Optimiza la administración de volumen gracias a las medidas del EVLW, y los valores relacionados con la precarga y la contractilidad.

BIBLIOGRAFÍA

1. Braunwald E, Sonnenblick EH, Ross J Jr. Mechanisms of cardiac contraction and relaxation. En: Braunwald E, editor. Heart

- disease. A textbook of cardiovascular medicine. 4th ed. Philadelphia: WB Saunders; 1992. p. 351-92.
2. Polanczyk CA, Rohde LE, Goldman L, Cook EF, Thomas EJ, Marcantonio ER, et al. Right heart catheterization and cardiac complications in patients undergoing noncardiac surgery: an observational study. *JAMA*. 2001;286:309-14.
 3. Rhodes A, Cusack RJ, Newman PJ, Grounds RM, Bennett ED. A randomised, controlled trial of the pulmonary artery catheter in critically ill patients. *Intensive Care Med*. 2002;28:256-64.
 4. Sandham JD, Hull RD, Brant RF, Knox L, Pineo GF, Doig CJ, et al. A randomized, controlled trial of the use of pulmonary-artery catheters in high-risk surgical patients. *N Engl J Med*. 2003;348:5-14.
 5. Sakka SG, Rühl CC, Pfeiffer UJ, Beale R, McLuckie A, Reinhart K, et al. Assessment of cardiac preload and extravascular lung water by single transpulmonary thermodilution. *Intensive Care Med*. 2000;26:180-1.
 6. Wiesenack C, Prasser C, Keyl C, Rödiger G. Assessment of intrathoracic blood volume as an indicator of cardiac preload: single transpulmonary thermodilution technique versus assessment of pressure preload parameters derived from a pulmonary artery catheter. *J Cardiothorac Vasc Anesth*. 2001;15:584-8.
 7. Della Rocca G, Costa GM, Coccia C, Pompei L, Di Marco P, Pietropaoli P. Preload index: pulmonary artery occlusion pressure versus intrathoracic blood volume monitoring during liver transplantation. *Anesth Analg*. 2002;95:835-43.
 8. Godje O, Peyerl M, Seebauer T, Lamm P, Mair H, Reichart B. Central venous pressure, pulmonary capillary wedge pressure and intrathoracic blood volumes as preload indicators in cardiac surgery patients. *Eur J Cardiothorac Surg*. 1998;13:533-9.
 9. Lichtwarck-Aschoff M, Beale R, Pfeiffer UJ. Central venous pressure, pulmonary artery occlusion pressure, intrathoracic blood volume, and right ventricular end-diastolic volume as indicators of cardiac preload. *J Crit Care*. 1996;11:180-8.
 10. Lichtwarck-Aschoff M, Zeravik J, Pfeiffer UJ. Intrathoracic blood volume accurately reflects circulatory volume status in critically ill patients with mechanical ventilation. *Intensive Care Med*. 1992;18:142-7.
 11. Leatherman J, Marini J. Clinical use of the pulmonary artery catheter. En: Hall J, editor. *Principles of Critical Care*. International Edition: Editorial McGraw-Hill; 1998. p. 155-76.
 12. Gödje O, Höke K, Goetz AE. Reliability of a new algorithm for continuous cardiac output determination by pulse-contour analysis during hemodynamic instability. *Crit Care Med*. 2002;30:52-8.
 13. Schmidt S, Westhoff TH, Hofmann C, Schaefer J-H, Zidek W, Compton F, et al. Effect of the venous catheter site on transpulmonary thermodilution measurement variables. *Crit Care Med*. 2007;35:783-6.
 14. Michard F. Bedside assessment of extravascular lung water by dilution methods: Temptations and pitfalls. *Crit Care Med*. 2007;35:1187.
 15. Pfeiffer UJ, Lichtwarck-Aschoff M, Beale RJ. Single thermodilution monitoring of global end-diastolic volume, intrathoracic blood volume and extravascular lung water. *Clin Intensive Care*. 1994;3:38-9.
 16. Sakka SG, Rühl CC, Pfeiffer UJ, Beale R, McLuckie A, Reinhart K, et al. Assessment of cardiac preload and extravascular lung water by single transpulmonary thermodilution. *Intensive Care Med*. 2000;26:180-7.
 17. Katzenelson R, Perel A, Berkenstadt H, Preisman S, Kogan S, Sternik L, et al. Accuracy of transpulmonary thermodilution versus gravimetric measurement of extravascular lung water. *Crit Care Med*. 2004;32:1550-4.
 18. Mason DT, Braunwald E, Covell JW, Sonnenblick EH, Ross J. Assessment of cardiac contractility. The relation between the rate of pressure rise and ventricular pressure isovolumic systole. *Circulation*. 1971;44:47-58.
 19. Monnet X, Anguel N, Osman D, Hamzaoui O, Richard C, Teboul JL. Assessing pulmonary permeability by transpulmonary thermodilution allows differentiation of hydrostatic pulmonary edema from ALI/ARDS. *Intensive Care Med*. 2007;33:448-53.
 20. Schuster DP. The search for «objective» criteria of ARDS. *Intensive Care Med*. 2007;33:400-2.
 21. Michard F, Schachtrupp A, Toens C. Factors influencing the estimation of extravascular lung water by transpulmonary thermodilution in critically ill patients. *Crit Care Med*. 2005;33:1245.
 22. Michard F. Bedside assessment of extravascular lung water by dilution methods: Temptations and pitfalls. *Crit Care Med*. 2007;35:1188.
 23. Michard F, Schachtrupp A, Toens C. Factors influencing the estimation of extravascular lung water by transpulmonary thermodilution in critically ill patients. *Crit Care Med*. 2005;33:1243-7.
 24. Sakka SG, Klein M, Reinhart K, Meier-Hellmann A. Prognostic value of extravascular lung water in critically ill patients. *Chest*. 2002;122:2080-6.
 25. Groeneveld AB, Verheij J. Extravascular lung water to blood volume ratios as measures of permeability in sepsis-induced ALI/ARDS. *Intensive Care Med*. 2006;32:1315-21.