

MEDICIÓN INVASIVA DEL GASTO CARDÍACO EN LAS UNIDADES DE CUIDADOS CRÍTICOS

Autor

González Torrijos J*

*Enfermero de Reanimación cardíaca del Consorcio Hospital General Universitario de Valencia. Profesor Asociado de Enfermería Médico-Quirúrgica de la EUE de la Universidad de Valencia

Resumen

Los objetivos de la monitorización hemodinámica son la valoración adecuada de la perfusión y oxigenación tisular, así como el diagnóstico de fallo ventricular derecho e izquierdo, disfunciones específicas pulmonares y cardíacas, y controlar los efectos de la sustitución de fluidos, y la administración de fármacos vasoactivos. Desde que en los años 70 J.C. Swan y W. Ganz diseñaron el primer catéter de arteria pulmonar (Swan-Ganz) para el estudio hemodinámico y medición del gasto cardíaco por el método de termodilución, se han ido desarrollando hasta nuestros días otros métodos más o menos invasivos con el mismo objetivo: obtener parámetros similares a los obtenidos mediante el catéter de Swan-Ganz, pero con menos invasividad, menos riesgos y complicaciones para los pacientes. En el siguiente artículo de revisión se comentan algunos de ellos.

Palabras clave: Gasto cardíaco, medición invasiva, cuidados críticos.

INVASIVE METHOD OF THE CARDIAC OUTPUT IN THE CRITICAL CARE UNIT (CCU)

Abstract

The purposes of the haemodynamic monitoring are the proper assesment of the tissue perfusion and oxygenation, the diagnosis of right and left ventricular failure and that of specific lung and cardiac dysfunctions, and also the control of the effects of fluid substitution and vasoactive drugs.

Since J.C. Swan and W. Ganz designed the first pulmonary artery catheter in the 70's, for the haemodynamic study and the measurement of the cardiac output by the thermodilution method, other more or less invasive methods have been developed with the same aim: to obtain similar parameters to those obtained by the Swan-Ganz catheter, but with less invasivity, less risk and complications for the patients. Some of them are commented in the following review article.

Key words: Cardiac output, invasive method, critical care.

Enferm Cardiol. 2006; Año XIII: (38):30-35

Dirección para correspondencia

Jaime González Torrijos.
Enfermero de Reanimación Cardíaca.
Profesor Asociado del Departamento
de Enfermería de la Universidad de Valencia.
C/ Barig nº 7-14 46025 Valencia.
Tfnos: 963 233 955 y 649 308 835.
Correo electrónico: jaime.gonzalez@uv.es

Fisiología del Gasto Cardíaco

El gasto cardíaco o volumen minuto (VM) es la cantidad de sangre que bombea el corazón hacia la arteria aorta cada minuto. Se puede expresar como: $VM = \text{volumen de eyección (Ve)} \times \text{Frecuencia cardíaca (Fc)}$. (l/min)

El gasto cardíaco varía en función del grado de la actividad, metabolismo corporal, edad, tamaño del cuerpo, etc. siendo el gasto cardíaco promedio para el adulto de 5 l/min. y aproximadamente un 10-20 % menor en

la mujer.

El índice cardíaco (IC) es el gasto cardíaco por superficie corporal: $IC \rightarrow l/min/m^2$ (3-4 l/min/m²).

Regulación del Gasto Cardíaco

Depende de dos factores:

1. Intrínsecos: propios del aparato cardiovascular:
 - Ley de Frank-Starling
 - Retorno venoso
 - Precarga
 - Postcarga
2. Extrínsecos: sistema nervioso autónomo o vegetativo.
 1. Factores intrínsecos
 - Ley de Frank-Starling:

Dentro de límites fisiológicos, el corazón impulsa toda la sangre que le llega sin permitir un remanso excesivo en las venas. Esta capacidad intrínseca del corazón para adaptarse a las cargas variables de sangre que le llega recibe el nombre de mecanismo de Frank-Starling.

Cuanto más se llenan los ventrículos en la diástole, mayor es el volumen de sangre expulsado durante la sístole, y mayor la fuerza de contracción. El aumento de llenado diastólico distiende las fibras del músculo cardíaco, y este incremento produce una contracción más fuerte, siempre dentro de unos límites fisiológicos. Este mecanismo se denomina ley de Frank-Starling o de autorregulación heterométrica.

• Retorno venoso:

Uno de los principales factores que rigen el volumen de sangre impulsado por el corazón cada minuto es el retorno venoso. El retorno venoso es la cantidad de sangre que fluye desde las venas hacia la aurícula derecha cada minuto. Retorno venoso y gasto cardíaco son equivalentes en condiciones fisiológicas.

• Concepto de precarga:

Se define la precarga como el volumen ventricular telediastólico que depende fundamentalmente de la volemia y de su distribución, y además de la posición corporal, presión intratorácica, tono venoso, etc.

Los ventrículos comienzan a llenarse de sangre procedente de las aurículas (diástole ventricular) cuando se abren las válvulas auriculoventriculares (mitral y tricúspideas). El volumen en los ventrículos aumenta progresivamente hasta que la presión en los mismos excede a la presión auricular. Al final de la diástole ventricular todavía no se han cerrado las válvulas auriculoventriculares y por tanto la presión en las aurículas y los ventrículos es la misma, y esta presión equivale a la precarga.

• Concepto de postcarga:

Resistencia que debe vencer el miocardio una vez se ha iniciado la contracción de las fibras musculares del ventrículo izquierdo, o lo que es lo mismo, resistencia

que debe ser vencida durante la contracción ventricular para poder abrir la válvula aórtica y expulsar la sangre hacia la arteria aorta. Esa resistencia es fundamentalmente la presión arterial por lo que se dice que la postcarga en el VI (ventrículo izquierdo) equivale a la presión diastólica en la aorta. Lo mismo ocurre en el ventrículo derecho, por tanto la postcarga en el mismo equivale a la presión pulmonar.

Los dos principales factores que influyen en la postcarga son las RVS (resistencias vasculares sistémicas) o periféricas para el VI (ventrículo izquierdo) y las RVP (resistencias vasculares pulmonares) para el VD (ventrículo derecho).

Las RVS y las RVP son fuerzas que se oponen al flujo sanguíneo en el conjunto de la circulación sistémica y pulmonar respectivamente. Estas resistencias dependen fundamentalmente de la viscosidad de la sangre y del radio del vaso. Cuanto más viscosa es la sangre que circula por un vaso mayor es su fricción con la pared, y por tanto mayor la resistencia. Cuanto mayor es el radio de un vaso, menor es el rozamiento entre las paredes, disminuyendo la resistencia, y viceversa. El radio puede ser regulado por el sistema nervioso vegetativo que actúa sobre el músculo liso de la pared; así, el simpático contrae el vaso aumentando la resistencia, mientras que el parasimpático lo dilata.

2. Factores extrínsecos

• Sistema nervioso autónomo o vegetativo:

El corazón está inervado por fibras simpáticas y parasimpáticas. Los nervios simpáticos están distribuidos por todo el corazón, pero sobre todo en el músculo ventricular siendo el neurotransmisor la noradrenalina. Las fibras parasimpáticas se distribuyen principalmente por los nódulos sinoauricular y auriculoventricular, en menor grado por el músculo auricular, y muy escasamente por el ventricular, actuando como neurotransmisor la acetilcolina.

En general, la estimulación del sistema simpático produce vasoconstricción aumentando las resistencias vasculares. A nivel arterial produce aumento de la presión arterial, y a nivel venoso favorece el retorno venoso. Además ejerce una acción cronotrópica e inotrópica positiva, es decir aumenta la frecuencia cardíaca y la contractibilidad. Todas estas acciones favorecen el aumento del gasto cardíaco. Por el contrario, la estimulación del parasimpático produce el efecto contrario.

Los mecanismos intrínsecos y extrínsecos operan de una manera integrada para mantener constante el gasto cardíaco. En condiciones fisiológicas, los mecanismos de control extrínsecos son más rápidos y eficaces que los intrínsecos. Sin embargo, cuando hay insuficiencia cardíaca, la actuación del sistema nervioso autónomo no consigue mantener el gasto cardíaco normal, por lo que la sangre se remansa en los ventrículos, que se dilatan, entonces actúan de forma importante los mecanismos de la Ley de Frank-Starling, aumentando la fuerza de contracción.

Métodos de medición invasiva del Gasto Cardíaco

INDICACIONES:

1. Condiciones preoperatorias:

- Pacientes con función ventricular deprimida (FE < 40%)
- Pacientes con hipertensión pulmonar (PAPs > 30 mmHg)
- Pacientes hemodinámicamente inestables que requieren apoyo inotrópico y/o balón de contrapulsación intraaórtico.
- Pacientes programados para trasplante cardíaco y hepático.

2. Condiciones intraoperatorias:

- Procedimientos que condicionen pérdidas sanguíneas importantes con enfermedad arterial coronaria.
- Pacientes hemodinámicamente inestables que requieran apoyo inotrópico y/o balón de contrapulsación.

3. Reanimación:

Se pueden definir tres grandes grupos de indicaciones:

- Diagnósticas: en los estados de shock, los estudios hemodinámicos para evaluar las condiciones de relleno vascular y de gasto cardíaco.
- Monitorización: Permite una vigilancia hemodinámica en pacientes con riesgo de inestabilizarse, sobre todo gracias a la monitorización del gasto cardíaco y de la saturación venosa mixta continuas: fallo multiorgánico, shock, infartos recientes con patología intercurrente, politransfundidos, muerte encefálica, pacientes con hemofiltración,...
- Estudio hemodinámico en el curso de un Tromboembolismo Pulmonar (TEP).

Aunque habitualmente se considera que la técnica de referencia para la medida del gasto cardíaco es el sistema de termodilución mediante el catéter de arteria pulmonar, se han ido introduciendo en la práctica clínica sistemas de medida con un menor grado de invasividad que requieren conocer sus fundamentos de medida.

1. Catéter de Arteria Pulmonar (Swan-Ganz)

El catéter de arteria pulmonar (Swan-Ganz) fue introducido en 1970 por J.C. Swan y W. Ganz. El catéter se canaliza a través de una vena de gran calibre (subclavia, yugular o femoral) que tras atravesar el corazón derecho, se introduce en la arteria pulmonar y deja alojado su extremo en una ramificación de esta arteria. (Fig. 1)

El catéter de arteria pulmonar (CAP) proporciona datos tanto de la funcionalidad cardíaca (gasto cardíaco, precarga, postcarga) como de la oxigenación tisular (aporte y consumo de oxígeno). La medición del gasto cardíaco o volumen minuto mediante este catéter se basa en el principio de termodilución. El catéter está dotado de un termistor que mide de forma continua la temperatura a nivel distal del catéter. Si inyectamos un

volumen de líquido con una temperatura diferente a la sanguínea, el termistor es capaz de detectar el cambio de la temperatura de la sangre. Al introducir rápidamente por la luz proximal del catéter un volumen conocido de suero a una temperatura determinada (suero helado), el termistor detecta cambios de temperatura a lo largo del tiempo, que pueden registrarse 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 minuto. Para que el computador de gasto cardíaco pueda realizar el cálculo del valor numérico del volumen minuto, es preciso introducir una constante de computación que depende del volumen de suero introducido, temperatura del líquido inyectado, y características del catéter. Esta maniobra hay que realizarla varias veces y escoger un gasto cardíaco promedio.

A fin de minimizar los errores de la termodilución manual y facilitar la labor asistencial, se han desarrollado sistemas de medición continua del gasto cardíaco (Fig. 2) mediante catéteres de arteria pulmonar modificados. Para ello se ha introducido un filamento térmico de 10 cm localizado a 15-25 cm de la punta del catéter (quedando situado a nivel de la aurícula derecha). Este filamento genera pulsos térmicos de baja energía calórica, que se transmite a la sangre circulante, y que genera un cambio de temperatura que se va registrando por el termistor del catéter localizado a nivel de la arteria pulmonar. Así, de forma semejante a como se calcula el gasto cardíaco con los catéteres clásicos se genera una curva de termodilución para el cálculo del gasto y otros parámetros hemodinámicos avanzados. Además proporcionado al computador la talla y peso del paciente se calcula el índice cardíaco continuo (IC), aunque sería más adecuado llamarlo "frecuente" puesto que en realidad la medición es el promedio del gasto cardíaco registrado durante periodos de 3 a 5 minutos, que se va actualizando cada 30-60 segundos.

El principal problema en la determinación del gasto cardíaco por termodilución son las variaciones cíclicas que en él producen los movimientos respiratorios, en especial la ventilación mecánica, tan presente en las Unidades de Cuidados Críticos, ya que los cambios en la presión intratorácica modifican las condiciones de carga de ambos ventrículos (pre y postcarga), lo que plantea la cuestión de en qué fase del ciclo ventilatorio se debe realizar la medición del gasto cardíaco. Además, el catéter de arteria pulmonar debido a su invasividad no está exento de riesgos como son: formación de nudo en el catéter, infarto pulmonar, rotura de arteria pulmonar, arritmias auriculares y ventriculares, daños intracardíacos, infecciones, etc. lo que justifica el desarrollo de otros métodos menos invasivos.

2. Sistema PiCCO®

El sistema PiCCO® es un método alternativo de monitorización hemodinámica invasiva; el gasto cardíaco obtenido por el sistema PiCCO® tiene tanta validez como el obtenido por el catéter de Swan-Ganz. Para calcular

el gasto cardíaco es necesario un catéter venoso central (yugular interna o subclavia) y un catéter arterial de 4 F de 16 cm (femoral o axilar). El sistema PiCCO® (Fig. 3) determina el gasto cardíaco de forma continua gracias a un algoritmo basado en el análisis de la onda de pulso; el gasto cardíaco se obtiene multiplicando el valor del área bajo la curva de la presión sistólica de la onda de pulso por la frecuencia cardíaca. La medición del gasto cardíaco continuo requiere un valor de referencia obtenido mediante termodilución arterial, aplicando el algoritmo de Stewart-Hamilton, para lo cual se inyecta un bolo de 10-15 ml de suero fisiológico o glucosado a - 4°C por la vía central, recogiendo un termómetro situado en la línea arterial el cambio de temperatura. Se obtiene así, una curva de termodilución arterial. La curva de termodilución arterial (Fig. 4) es menos sensible a cambios de presión intratorácica, de ahí que el gasto cardíaco no dependa del momento del ciclo respiratorio en el que se inyecta el suero frío, pero sí es más sensible a los cambios en la línea de base de la temperatura, haciendo necesario inyectar el suero a temperatura inferior a 4°C. El suero frío, desde que se inyecta por la vía central hasta que llega al transductor arterial, atraviesa las cavidades intratorácicas lo cual va a permitir una serie de parámetros por termodilución arterial que no se obtienen con el catéter de Swan-Ganz, como son el volumen de sangre intratorácica que equivale a la precarga cardíaca y representa la suma del volumen de sangre pulmonar y el volumen telediastólico de las cuatro cavidades cardíacas. El sistema PiCCO® mide volúmenes, a diferencia del catéter de Swan-Ganz que mide presiones y da datos igualmente concordantes siendo menos invasivo.

3. Sistema Vigileo®

El sistema Vigileo® consta de un monitor Vigileo y un sensor Flo Trac® conectado a un catéter arterial radial o femoral para el estudio de la onda de presión. El sensor Flo Trac® valora y calcula la presión del pulso arterial, siendo ésta directamente proporcional al volumen sistólico. Dicho sensor analiza y calcula las variaciones de la morfología de la onda de la presión arterial, siendo proporcional al cambio del volumen sistólico (Fig. 5). Con los parámetros específicos del paciente, según el principio de Langewouters: edad, sexo, altura, y peso se determina la complianza del lecho vascular. Estas variables específicas proporcionan la línea de base para el cálculo del efecto de la complianza en el flujo. La presión del pulso, la diferencia entre la presión sistólica y diastólica, es proporcional al flujo. El cálculo de la pulsatilidad entre la presión sistólica y diastólica es calculada por 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 cardíaco. El efecto de los cambios de la resistencia periférica en tiempo real se incluye en el cálculo del gasto cardíaco por el análisis de los elementos claves de la curva presión (ej.:

cambios en la presión arterial media, tiempo desde el inicio al final del pulso, distribución de la presión a lo largo de la curva del pulso). La frecuencia cardíaca es medida directamente de la señal pulsátil obtenida por el sensor Flo Trac®.

Existen además, otros métodos basados en el análisis de la onda de pulso como el sistema PulseCO® (LiDCO). Este método utiliza también una medición invasiva de la presión arterial y necesita calibrarse mediante la medición del gasto cardíaco por termodilución. El sistema LiDCO se calibra por dilución transpulmonar de litio. Una pequeña dosis de cloruro de litio (la dosis de litio necesaria - 0.15-0.3 mmol- es muy pequeña y no tiene efectos farmacológicos conocidos) es inyectada a través de una línea venosa central o periférica; la curva resultante concentración-tiempo de litio en sangre arterial es recogida al paso de la sangre por un sensor de litio unido a la línea arterial del paciente.

El GC se calcula latido a latido, pero los datos se expresan típicamente cada 30 segundos.

4. Sistema Nico®

El sistema NICO® fundamenta la medición del gasto cardíaco por una vía no vascular sino que se basa en los cambios en la relación existente entre eliminación de CO₂ y el CO₂ tele-espriatorio (ETCO₂) tras un periodo breve de reinhalación de CO₂. Es un sistema invasivo en cuanto que requiere intubación endotraqueal y ventilación mecánica, de nuevo tan habitual en la Unidades de Cuidados Críticos.

Este sistema está formado por una válvula y un bucle de reinhalación asociados, un sensor de flujo de gas, un sensor de infrarrojos de concentración de CO₂, un pulsioxímetro y un computador que controla el funcionamiento de la válvula de reinhalación y realiza la medida del gasto cardíaco. El bucle y válvula de reinhalación junto con el sensor de flujo están integrados en una pieza no reutilizable conectada al computador que se coloca intercalada entre el tubo endotraqueal y la pieza en "y" del ventilador. El sensor de CO₂ se conecta externamente a la pieza anterior. El proceso de medida comienza por 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 CO₂ previamente espirado a través del bucle de reinhalación seguido por una fase final de estabilización de 70 segundos de duración de no reinhalación. La eliminación de CO₂ es calculada según el flujo de aire y la concentración de CO₂ medidos. (Fig. 6)

El gasto cardíaco (CO) es calculado de acuerdo a una modificación de la ecuación de Fick ($VCO_2 = CO \times (CvCO_2 - CaCO_2)$) El principio de Fick establece 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 arteriovenosa de la sustancia. Este principio es aplicable a cualquier sustancia por lo que dicha fórmula sería extrapolable a la producción de CO₂ $CO = VCO_2 / (CaCO_2 - CvCO_2)$

que relaciona gasto cardíaco con eliminación de CO₂ (VO₂) y la diferencia del contenido arteriovenoso de CO₂ (CvCO₂ – CaCO₂).

Durante el periodo de reinhalación se produce un aumento en el contenido alveolar de CO₂ con aumento en la presión parcial de este forzando su paso a capilares alveolares y aumentando, por consiguiente, el contenido arterial de CO₂ (CaCO₂). El contenido venoso de CO₂ (CvCO₂) no cambia o lo hace mínimamente debido a que el CO₂ absorbido es poco en comparación a los almacenes corporales de CO₂. Además, se asume que en el paso de las fases de reinhalación-no reinhalación no se producen cambios en el gasto cardíaco. Así pues, es posible calcular el gasto cardíaco en función de las variaciones en la eliminación de CO₂ y el contenido arterial de CO₂ provocados en la fase de reinhalación parcial de CO₂- $\Delta VCO_2 = CO \times (-\Delta CaCO_2)$ -

ΔVCO_2 corresponde a la variación en la eliminación de CO₂ entre las fases de reinhalación y no reinhalación. $\Delta CaCO_2$ es la variación en el contenido arterial de CO₂ y puede ser calculado en función de $\Delta ET CO_2$ y la pendiente (S) de la curva de disociación del CO₂ de la hemoglobina $-CO = \Delta VCO_2 / S \times \Delta ET CO_2$ -

El gasto cardíaco de esta forma calculado corresponde al del flujo sanguíneo capilar pulmonar (PCBF) o de los alvéolos ventilados y perfundidos, el cual es solamente una parte del gasto cardíaco. El gasto cardíaco total-CO = COPCBF + COSHUNT, es el resultante de añadir al anterior la fracción del shunt fisiológico intrapulmonar o el correspondiente a alvéolos perfundidos pero no ventilados. El shunt existente es estimado en base a la relación existente entre la SaO₂ obtenida por pulsioximetría o la PaO₂ introducida en el computador y la FiO₂ existente. La concentración de hemoglobina, PaCO₂, FiO₂, y PCO₂ forman parte de los parámetros a introducir en el monitor tras su calibración y puesta en marcha.

Otros métodos: al mismo tiempo se han introducido en la práctica clínica sistemas de medida con un grado menor de invasividad como son el Doppler transesofágico, la bioimpedancia eléctrica torácica, etc.

Consideraciones de Enfermería

El avance de la tecnología y la introducción de nuevos sistemas de vigilancia y seguimiento en las Unidades de Cuidados Críticos (UCC) requiere, por parte de todos los profesionales de la salud que desarrollan su actividad en estas unidades, una formación continuada permanente.

En cuanto a la introducción de nuevos sistemas de medida del gasto cardíaco (junto con otros parámetros hemodinámicos avanzados) es imprescindible que las enfermeras conozcan los fundamentos de medida para poder mantener el sistema y obtener cálculos fiables.

A simple vista y con experiencia, podemos hacer una valoración somera de las curvas obtenidas mediante la monitorización a través de catéter de arteria pulmonar, catéter arterial, o venoso central, de modo que si la integridad y funcionamiento de estos catéteres no es adecuada, la medición obtenida no es fiable.

Cada sistema requiere una calibración para el buen funcionamiento y fiabilidad de los datos obtenidos, por lo que cada casa comercial instruye o debe instruir al personal responsable (médico y enfermería) en estos aspectos básicos.

Sistemas de medición mediante catéteres intravasculares:

El estado del sistema de monitorización puede alterar la morfología de la onda de presión por defecto (amortiguación) o por exceso (hiperresonancia). Haciendo un lavado de flujo rápido con cierre brusco de la válvula del dispositivo, se realiza el *test de la onda cuadrada*. Cuando el estado del sistema es correcto, el test tiene una morfología caracterizada porque la onda forma un ángulo recto en su caída y tiene cierta frecuencia oscilatoria. Las oscilaciones que aparecen nos indican la "frecuencia" (rapidez de oscilación) de todo el sistema de monitorización. La rapidez con que se estabiliza el sistema nos lo da el tiempo que tarda en volver a estabilizarse. Este aspecto es importante sobre todo en los sistemas que miden el gasto cardíaco basándose en el análisis de la onda de pulso.

Si el test de la onda cuadrada no es bueno, debemos: comprobar y eliminar posibles burbujas de aire en el sistema, usar sistemas con pocos componentes, usar sistemas de menor distensibilidad, y reducir al mínimo la longitud de los tubos conectores.

En cuanto al sistema de reinhalación parcial de CO₂:

Monitorizar y registrar horariamente presiones en vías aéreas, volúmenes, FiO₂, saturación arterial de O₂, Saturación venosa mezclada, CO₂ en aire espirado, presión positiva telespiratoria, frecuencia respiratoria, modo de ventilación, compliance, etc.

Comprobar la adaptación del paciente al respirador. Vigilar el estado hemodinámico.

Vigilar el nivel de conciencia, apatía e irritabilidad en pacientes no sedados.

Vigilar el color de la piel y el llenado capilar.

Vigilar la permeabilidad de la vía aérea, aspirar secreciones, etc.

En cualquier caso no debemos olvidar la atención integral del paciente crítico.

Conclusiones

El desarrollo tecnológico hace que los profesionales que desarrollan su actividad en el ámbito de los Cuidados Críticos Cardiológicos deban actualizar sus conocimientos. Este artículo de revisión tiene como objetivo dar a conocer de una forma resumida, a los profesionales de enfermería de cuidados críticos y cardiológicos, algunos de los diferentes métodos más novedosos de medición del gasto cardíaco, medición cada vez menos invasiva, desde que en los años 70 se empezó a utilizar los catéteres de arteria pulmonar (Swan-Ganz).

Este pequeño resumen permitirá a los profesionales indagar más sobre los diferentes métodos de medición del gasto cardíaco sin olvidar la observación directa del

paciente, que conjuntamente con la historia clínica sigue siendo la base de la interpretación de los estados patológicos.

Referencias

1. Guyton AC. Gasto cardíaco, retorno venoso y regulación de ambos. En: Guyton A.C. Tratado de fisiología médica. Madrid: Interamericana. McGraw-Hill, 1995: 229-240.
2. Swan JC, Ganz W, Forrester J, Marcus H, Diamond G, Chonette D. Catheterization on the heart with use of a flow-directed balloon-tipped catheter. N Eng J Med. 1970; 283: 447-51.
3. Monitorización hemodinámica avanzada en el paciente crítico. [homepage on the Internet]. Disponible en: www.acmcb.es/societats/dolor/arxius/critic04.pdf
4. Jiménez JM², Cortiñas M, Peyró R, Arcas M, Cuesta J, Cuartero AB. Utilización del monitor PiCCO® en cuatro pacientes en estado crítico. Rev Esp Anestesiol Reanim. 2004; 51: 158-163
5. Utilización del monitor Vigileo® y el sensor Flo Trac® para la medición del gasto cardíaco. [homepage on the Internet]. Disponible en: www.edwards.com/Products/MinInvasive
6. Real time, continuous monitoring of cardiac output and oxygen delivery. [homepage on the Internet]. Disponible en: <http://www.lidco.com/html/clinical/Pulsecontouranalysis.asp>
7. Rhodes A, Sunderland R. Arterial Pulse Power Analysis: The LIDCO™ plus system. [homepage on the Internet]. Disponible en: www.lidco.com/docs/Rhodes.Sunderland.pdf
8. Jover JL, Soro M, Belda JF, Aguilar G, Caro P, Ferrandis R. Medición del gasto cardíaco en el postoperatorio de cirugía cardíaca: Validez de la reinhalación parcial de CO₂ (NICO®) frente a la termodilución continua mediante catéter arterial pulmonar. Rev Esp Anestesiol Reanim. 2005; 52: 256-262.
9. Arias S, Inserción de catéteres en arteria pulmonar. En: Parra ML, Arias S, Esteban A. Procedimientos y técnicas en el paciente crítico. Barcelona: Masson; 2003: 343-351

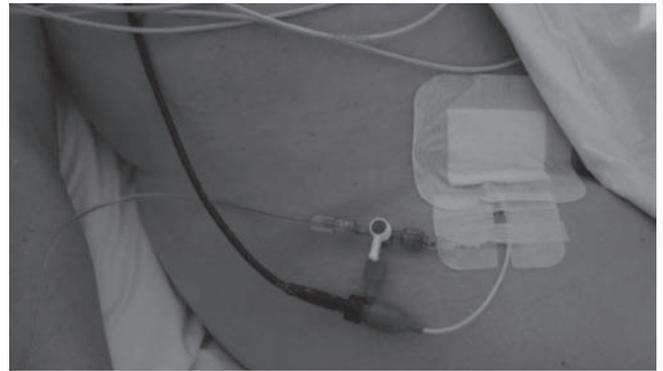


Fig. 3. Catéter arterial para sistema PiCCO®.

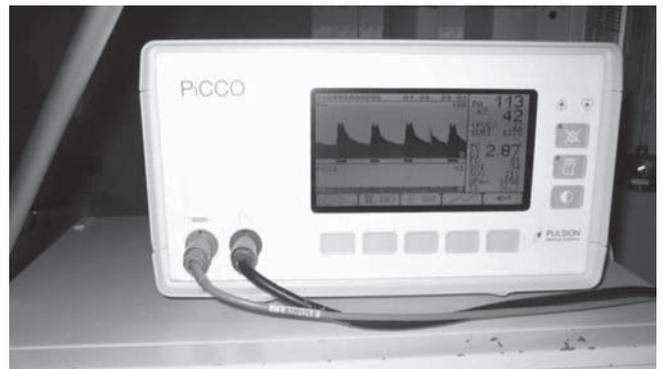


Fig. 4. Monitor de medición del gasto cardíaco sistema PiCCO®.



Fig. 1. Catéter de arteria pulmonar (Swan-Ganz)

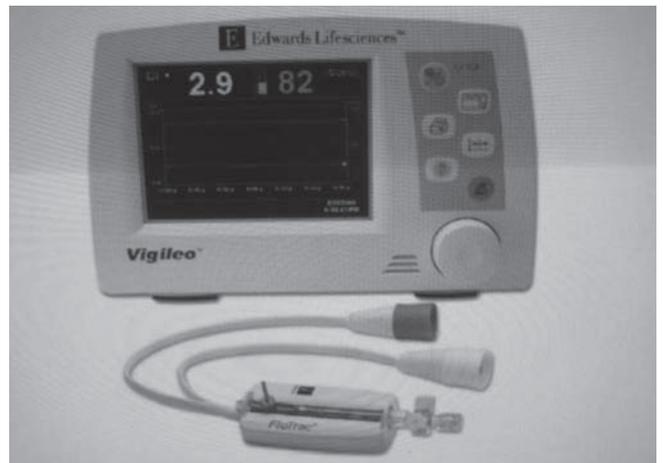


Fig. 5. Monitor sistema Vigileo®, y sensor Flo-Trac®

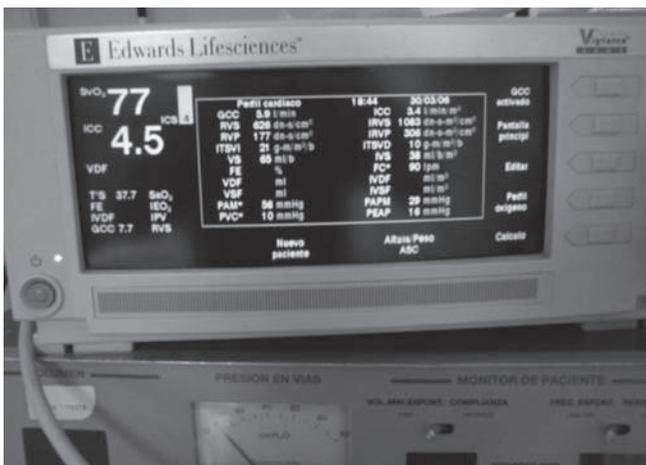


Fig. 2. Monitor de medición del gasto cardíaco mediante catéter arteria pulmonar.

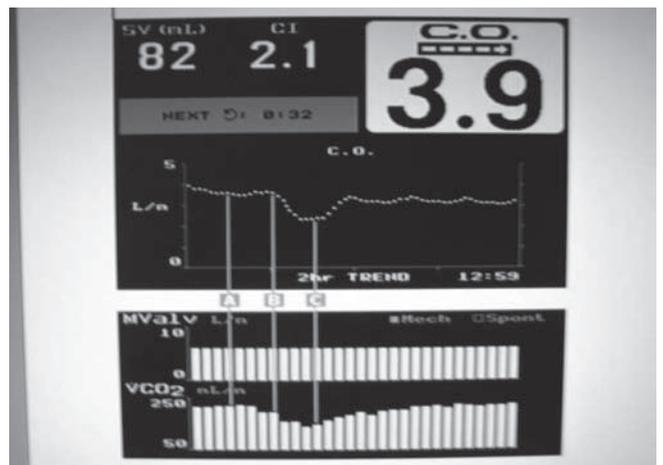


Fig. 6. Monitor sistema Nico®