

Revisión

Monitorización hemodinámica mínimamente invasiva con eco-doppler esofágico

M.I. MONGE, Á. ESTELLA, J.C. DÍAZ Y A. GIL

Servicio de Cuidados Críticos y Urgencias. Hospital de Jerez. Cádiz.

La monitorización hemodinámica es un elemento clave en el cuidado de los pacientes críticos, proporcionando una ayuda incuestionable en la asistencia al diagnóstico y en la elección de un tratamiento adecuado. Los dispositivos mínimamente invasivos han ido emergiendo durante los últimos años como una alternativa eficaz frente a las herramientas clásicas de monitorización. Entre ellos el eco-doppler esofágico, que permite, mediante la medición de la velocidad del flujo sanguíneo y el diámetro de la aorta torácica descendente, una monitorización continua y mínimamente invasiva del gasto cardíaco, además de otros parámetros igualmente útiles, proporcionando una visión suficientemente amplia del estado hemodinámico del paciente y facilitando la detección precoz de los cambios producidos por un deterioro clínico brusco.

Aunque varios estudios han demostrado la utilidad del doppler esofágico en el ámbito quirúrgico, existe una evidencia escasa y dispersa en la literatura sobre el beneficio de esta herramienta en los pacientes críticos. Sin embargo, sus ventajas lo convierten en un atractivo elemento a tener en consideración dentro del arsenal diagnóstico de cuidados intensivos.

El propósito del siguiente artículo es describir el funcionamiento, el grado de validación con otros métodos de monitorización y el papel del eco-doppler esofágico en la práctica clínica como herramienta de monitorización mínimamente invasiva del gasto cardíaco, aportando nuestra experiencia en el paciente crítico.

PALABRAS CLAVE: *gasto cardíaco, monitorización fisiológica, ultrasonografía doppler.*

MINIMALLY INVASIVE HEMODYNAMIC MONITORING WITH ESOPHAGEAL ECHODOPPLER

Hemodynamic monitoring is a key element in the care of the critical patients, providing an unquestionable aid in the attendance to diagnosis and the choice of the adequate treatment. Minimally invasive devices have been emerging over the past few years as an effective alternative to classic monitoring tools. The esophageal echoDoppler is among these. It makes it possible to obtain continuous and minimally invasive monitoring of the cardiac output in addition to other useful parameters by measuring the blood flow rate and the diameter of the thoracic descending aorta, which provides a sufficiently extensive view of the hemodynamic state of the patient and facilitates early detection of the changes produced by a sudden clinical derangement.

Although several studies have demonstrated the usefulness of the esophageal Doppler in the surgical scene, there is scarce and dispersed evidence in the literature on its benefits in critical patients. Nevertheless, its advantages make it an attractive element to take into account within the diagnostic arsenal in the intensive care.

The purpose of the following article is to describe how it works, its degree of validation with other monitoring methods and the role of esophageal echoDoppler as a minimally invasive monitoring tool for measuring cardiac output in the daily clinical practice, contributing with our own experience in the critical patient.

KEY WORDS: *cardiac output, physiological monitoring, Doppler ultrasonography.*

Correspondencia: Dr. M.I. Monge García.
C/ Rusia, 45.
Urb. Campo de Golf.
11408 Jerez de la Frontera. Cádiz
Correo electrónico: ignaciomonge@gmail.com

Manuscrito aceptado el 26-III-2007.

INTRODUCCIÓN

La monitorización hemodinámica es un componente esencial del manejo de los pacientes críticos, formando parte indispensable del diagnóstico y la identificación del patrón hemodinámico subyacente a cualquier tipo de shock, así como en la elección y optimización del tratamiento aplicado^{1,2}.

Con frecuencia los parámetros habituales de monitorización, como la tensión arterial o la frecuencia cardíaca, resultan insuficientes para un manejo terapéutico adecuado, mostrándose alterados tan sólo cuando los mecanismos compensatorios han fracasado en su misión de preservar la frágil integridad del organismo. Se hacen necesarias, por tanto, herramientas que proporcionen con mayor precisión información acerca del estado hemodinámico del paciente y permitan, además, anticiparse a la aparición del daño orgánico irreversible.

La mayoría de los dispositivos clásicos de monitorización, como el catéter de Swan-Ganz o el catéter venoso central son cruentos, no exentos de complicaciones y, en algunos casos, de beneficio cuestionado³, por lo que el médico se ha visto obligado a tener que asumir un riesgo adicional cada vez que ha decidido emplearlos. Por este motivo, durante los últimos años, a la luz de los nuevos descubrimientos en la comprensión de los procesos fisiopatológicos, ha existido un creciente interés por el desarrollo de nuevos dispositivos que proporcionen una alternativa eficaz a los métodos clásicos de monitorización mediante la aplicación de técnicas mínimamente invasivas^{4,5}.

Igualmente, los avances tecnológicos en ecocardiografía han permitido el desarrollo de dispositivos que, mediante la medición simultánea del flujo y del diámetro aórtico, proporcionan una monitorización continua del gasto cardíaco, empleando para ello un procedimiento poco invasivo.

El presente artículo pretende describir el funcionamiento del eco-doppler esofágico, comparándolo con otros métodos de monitorización y definiendo el papel que desempeña actualmente en la práctica clínica, aportando nuestra experiencia en algunas indicaciones de especial interés para el intensivista.

DESCRIPCIÓN DEL DISPOSITIVO

La sonda eco-doppler esofágica proporciona una monitorización mínimamente invasiva del gasto cardíaco mediante la medición continua de la velocidad del flujo sanguíneo y el diámetro de la aorta torácica descendente (fig. 1). Proporciona también otros parámetros hemodinámicos igualmente útiles acerca de la contractilidad, precarga y estado del tono vasomotor, algunos de ellos obtenidos por medición directa, otros derivados del análisis de la morfología de la onda de velocidad de flujo aórtico, o calculados a partir de la información introducida manualmente. La medición «latido a latido» de todas estas variables proporciona una panorámica suficientemente amplia del estado hemodinámico del paciente, permitiendo además el reconocimiento precoz de los cambios pro-

$$VSa = \int_0^{LVET} \frac{d(V)}{d(T)} * \text{Área transversal de la aorta} \left(\pi * D_{ao}^2 / 4 \right)$$

Distancia sistólica
LVET

Figura 1. Cálculo del volumen sistólico aórtico. D_{ao} : diámetro aórtico; LVET: tiempo de eyección de ventrículo izquierdo; distancia sistólica, o distancia recorrida por una columna de sangre por la aorta durante un ciclo cardíaco; VSa: volumen sistólico aórtico.

ducidos por un deterioro clínico brusco o por las medidas terapéuticas aplicadas.

La sonda mide la velocidad del flujo sanguíneo en un área seccional de la aorta descendente, gracias a la proximidad anatómica de esta estructura vascular con la pared posterior del esófago. Para ello, la sonda dispone de dos transductores en su extremo distal: uno doppler para medir la velocidad del flujo sanguíneo (5 Mhz) y otro en modo M (10 Mhz) para el diámetro aórtico. La obtención simultánea y de forma continua de este último permite registrar los cambios fisiológicos inducidos por las variaciones de presión⁶, lo que debe incrementar la fiabilidad del cálculo del volumen sistólico, según se deduce de la ley de Hagen-Poiseuille (los cambios en el radio se magnifican a la cuarta potencia). Las mediciones del diámetro aórtico por el eco-doppler esofágico han demostrado ser fiables cuando se han comparado con las realizadas mediante ecocardiografía transesofágica⁷. Existe también en el mercado una sonda doppler esofágica que carece de la capacidad de medición directa del diámetro aórtico mediante modo M, estimándose este valor a partir de un nomograma patentado basado en la edad, altura y peso del paciente.

Asumiendo que un 30% del flujo de la circulación sistémica se distribuye hacia los vasos supraaórticos, y que el flujo diastólico en la aorta descendente es despreciable, el *software* calcula el gasto cardíaco añadiendo este porcentaje a la medida obtenida del flujo aórtico. Si bien esta aproximación puede parecer algo artificial, varios estudios la han validado en distintos escenarios clínicos y experimentales⁸⁻¹⁰.

El dispositivo está formado por una sonda flexible de 610 mm de longitud y 7 mm de diámetro (20 Fr), con dos transductores en su extremo distal y un cabezal giratorio en el proximal; un monitor donde se muestran de forma simultánea las señales de flujo y diámetro aórticos, así como los valores en tiempo real de las variables hemodinámicas; un brazo articulado metálico para su fijación a la cabecera de la cama del paciente y para la colocación del cabezal de la sonda, y finalmente una cubierta plástica transparente.

Junto al flujo sistólico aórtico, la medida del gasto cardíaco y medidas derivadas de éstos, el eco-doppler

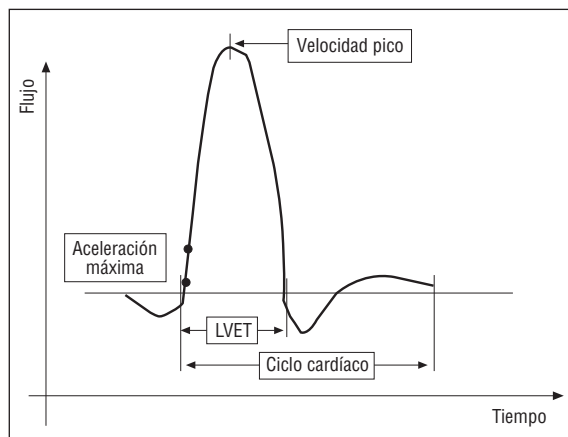


Figura 2. Componentes de una onda de flujo aórtico ideal. LVET: tiempo de eyección de ventrículo izquierdo.

esofágico proporciona otros parámetros de interés, detallándose algunos de ellos a continuación (fig. 2):

1. Tiempo de eyección de ventrículo izquierdo corregido (LVETc): representa la duración de la eyección del ventrículo izquierdo, desde la apertura de la válvula aórtica hasta su cierre, ajustada a la duración del ciclo cardíaco según la ecuación de Bazett ($LVET/\sqrt{\text{ciclo cardíaco}}$). Corresponde al parámetro de tiempo de flujo corregido (FTc) del doppler esofágico. Se considera un índice estático de precarga¹¹, mostrándose superior a la presión de la arteria pulmonar ocluida (PAPo) en varias publicaciones¹²⁻¹⁴ y aplicándose con éxito en pacientes quirúrgicos cuando se empleó en un protocolo basado en su optimización, con una reducción significativa del número de días de hospitalización y de las complicaciones posoperatorias¹⁵⁻¹⁷. Por otra parte, este parámetro también es sensible a los cambios de poscarga, de modo que se incrementa cuando la resistencia al vaciado ventricular disminuye, o cuando aumentan las presiones de llenado, y viceversa¹¹.

2. Aceleración (Acc) y velocidad pico (PV) del flujo aórtico: corresponden a la aceleración del flujo aórtico durante los primeros 10-50 ms tras la apertura de la válvula aórtica y a la velocidad máxima durante la sístole, respectivamente. Proporcionan una estimación del inotropismo cardíaco^{18,19}, siendo la aceleración un índice más específico del rendimiento global del ventrículo izquierdo y de la contractilidad cardíaca²⁰, afectándose en menor medida por los cambios en la poscarga. Tanto la velocidad como la aceleración máxima del flujo aórtico están influidos por la edad²¹, siendo el rango de normalidad menor para los ancianos.

3. Resistencia vascular sistémica total (TSVR): es la razón de la presión arterial media y el gasto cardíaco, obviándose en el cálculo la presión venosa central. La presión arterial media debe introducirse manualmente en el monitor para que el *software* calcule el valor de este parámetro.

El monitor permite desplegar todas las medidas junto a la señal eco y doppler (fig. 3), por lo que po-



Figura 3. Aspecto frontal del monitor. Pueden verse a la izquierda los distintos parámetros hemodinámicos, a la derecha las paredes aórticas y en la parte inferior, la señal doppler.

demos ayudarnos de la visualización directa de la morfología de la onda de flujo aórtico para identificar cambios en el estado hemodinámico del paciente, de modo que la pendiente de la onda nos proporciona de forma rápida información acerca de la contractilidad cardíaca y la anchura de las condiciones de carga ventricular²².

Otra interesante opción disponible es la de poder desplegar en el monitor una gráfica con las tendencias de las últimas horas de cualquiera de los parámetros medidos, pudiendo mostrarse simultáneamente la evolución de dos de ellos, seleccionándolos previamente para su comparación, así como analizar los valores numéricos de cualquiera de las variables desplazando a nuestro antojo el cursor por la línea de tendencias. Igualmente, podemos obtener los datos indexados si se introducen con anterioridad la talla y el peso del paciente para el cálculo de la superficie corporal.

MODO DE UTILIZACIÓN

La sonda eco-doppler puede introducirse indistintamente por la cavidad bucal o nasal, pudiendo permanecer colocada durante varias horas, lo que obliga en la mayoría de los casos a que el paciente esté convenientemente sedado para evitar los movimientos que pudieran interferir en la adquisición de una señal adecuada. Esta condición, aunque no indispensable (se han comunicado algunos intentos en pacientes despiertos²³), hace que esta técnica quede reservada fundamentalmente a pacientes con ventilación mecánica.

Para su inserción la sonda debe ir recubierta previamente de una funda plástica transparente, que facilita la obtención de una señal apropiada interponiendo una fina capa de gel transductor, minimizando además el contacto con las secreciones y su contaminación. Esta funda es única para cada paciente y no es reutilizable. En algunos casos es conveniente colocar una cánula de Guedel antes de introducir la sonda para evitar que el paciente la muerda y la dañe accidentalmente. Esta medida no interfiere generalmente en la obtención de una señal correcta ni dificulta nor-

malmente la introducción del dispositivo. Cuando el paciente tiene colocada una sonda nasogástrica no suele ser tampoco necesaria su retirada, siendo improbable que ésta se interponga entre el dispositivo eco-doppler y la pared posterior del esófago. En cualquier caso, si no se consigue una señal aceptable, debe valorarse su retirada temporal.

La presencia de cualquier tumoración esofágica, esofagitis severa o varices esofágicas con alto riesgo de sangrado, contraindican el empleo del eco-doppler esofágico. Deben descartarse también las fracturas de la base del cráneo si se desea emplear el acceso nasal.

Para corroborar que la sonda se encuentra en posición correcta comprobaremos en el monitor que la onda de flujo y el diámetro aórtico son los adecuados, modificando la profundidad de la sonda o girando el cabezal para mejorar la señal doppler y obtener una visión óptima de ambas paredes de la aorta. Podemos ayudarnos también de la señal acústica del doppler, siendo máxima su intensidad cuanto mayor es la velocidad del flujo aórtico. Como norma general, para obtener una señal adecuada, el extremo distal de la sonda debe situarse a la altura del espacio existente entre la quinta y sexta vértebra dorsal, o en el tercer espacio intercostal yuxtaesternal, nivel por donde el esófago discurre paralelo a la aorta.

Se requiere un mínimo de experiencia para que las medidas obtenidas del gasto cardíaco sean fiables, normalmente de 10 a 12 pacientes, siendo la curva de aprendizaje relativamente menor en comparación con otros métodos de monitorización²⁴. Tras este período de adiestramiento se necesitan unos 4 o 5 minutos para obtener una señal satisfactoria.

VALIDACIÓN DEL MÉTODO

Aunque numerosos estudios han confirmado la fiabilidad de las medidas del gasto cardíaco realizadas por doppler esofágico, fundamentalmente cuando se comparan con la técnica estándar de termodilución a través del catéter de arteria pulmonar, existen aún un escaso número de trabajos que avalen la fiabilidad de la sonda eco-doppler.

En dos revisiones recientes se confirmó el alto grado de validez del doppler esofágico para monitorizar el gasto cardíaco. En la primera, Dark y Singer²⁵ revisaron un conjunto de 11 estudios, publicados entre los años 1989 y 2003, que englobaban un total de 314 pacientes de diversas características y 2.400 medidas simultáneas, incluyéndose dos trabajos dedicados al eco-doppler. El sesgo acumulado para todas las medidas fue de 0,19 l/min (rango: -0,69 - 2 l/min), cuando se comparó el doppler esofágico con el gasto cardíaco medido por termodilución. Los resultados fueron aún más satisfactorios cuando se emplearon las medidas obtenidas por medición continua mediante termodilución. En este caso los autores no analizaron la validez de la sonda eco-doppler esofágica debido al escaso número de artículos encontrados.

Laupland y Bands²⁶ revisaron igualmente 25 trabajos, con un total de 558 pacientes, donde se comparaban nuevamente el doppler/eco-doppler esofágico

(en proporción 5/20) con el método de termodilución en bolo. Las muestras fueron por lo general pequeñas en todos los estudios, con una media de 20 pacientes, realizándose tan sólo en una minoría de los estudios un análisis adecuado de sus resultados mediante el test de concordancia de Bland y Altman. El coeficiente de correlación medio fue de 0,89 (rango: 0,52 - 0,98), siendo mayor en los trabajos en los que se empleó tecnología más moderna. El sesgo medio fue de -0,01 l/min (rango: -1,38 - 2 l/min). Hubo un alto grado de aplicabilidad, siendo el conjunto total de pacientes bastante heterogéneo, con un porcentaje del 97% en los que la inserción de la sonda se hizo de forma exitosa.

Aunque el total de publicaciones centradas exclusivamente en la validación del eco-doppler esofágico reúne poco más de 10 estudios, el análisis minucioso de cada una de ellas está fuera del objetivo de este artículo, recogiendo en la tabla 1 los datos más importantes de forma resumida.

Exceptuando el trabajo de Jaeggi et al³⁴ el coeficiente de correlación con otras técnicas de medición del gasto cardíaco fue bastante alto, con un valor en conjunto del 0,77 (n = 16, rango: 0,3 - 0,98), obteniéndose el mismo resultado si sólo se tenían en cuenta aquellos estudios que comparaban el eco-doppler esofágico con la termodilución (n = 14), y del 0,78 (n = 12) cuando se incluían únicamente los realizados mediante termodilución en bolo. El sesgo medio global fue de 0,078 l/min (n = 10), y de 0,23 l/min (n = 6) si se consideraba tan sólo la termodilución en bolo.

Como ya se había señalado previamente en las revisiones mencionadas, tanto el doppler como el eco-doppler esofágico muestran unos límites de concordancia excesivamente amplios, lo que plantea ciertas dudas acerca de la precisión de ambos dispositivos a la hora de proporcionar un valor absoluto de gasto cardíaco, aunque a este respecto deben tenerse en cuenta siempre las imprecisiones implícitas al adoptar la termodilución como método de referencia³⁹, sobre todo el clásico por bolo⁴⁰. Y, como los mismos autores recuerdan, es la tendencia de cualquier variable biológica, y no su valor absoluto, lo que realmente interesa en la práctica al clínico²⁵.

APLICACIÓN EN LA PRÁCTICA CLÍNICA

Existe suficiente evidencia científica que apoya el empleo del doppler esofágico en el manejo de pacientes quirúrgicos. Mythen y Webb⁴¹ demostraron que el manejo perioperatorio del volumen plasmático guiado por este dispositivo se asociaba a una disminución significativa en la incidencia de hipoperfusión intestinal tras la cirugía cardíaca electiva, así como en una reducción de la estancia hospitalaria y en la aparición de complicaciones posoperatorias. Poco tiempo después, Sinclair et al¹⁵, aplicando un sencillo protocolo basado en los valores de volumen sistólico y el tiempo de flujo corregido (FTc) para optimizar la volemia de pacientes intervenidos de fractura de cuello femoral, consiguieron una reducción significativa de los días de estancia frente a aquellos pacientes que

MONGE MI ET AL. MONITORIZACIÓN HEMODINÁMICA MÍNIMAMENTE INVASIVA CON ECO-DOPPLER ESOFÁGICO

TABLA 1. Resumen de los estudios sobre validación del eco-doppler esofágico

N = 14	Nº pacientes / Nº medidas	Tipo de pacientes	Correlación	Sesgo	Límites de concordancia	Rango medido
Muchada R ²⁷	21 / 300	UCI	r = 0,98 (frente a TDb)			ABF = 5,77 ± 1,94 l/min
Bernardin G ²⁸	22 / 60	UCI	r = 0,92 (frente a TDb)			TDb-CO: 7,86 ± 2,53
Cariou A ⁷	20 / 80	UCI	r = 0,80 (frente a TDb)	0,77 ± 0,63 l/min	-0,49; 2,03 l/min	ABF: 3,03 - 7,33 l/min TDb-CO: 5,12 - 11,8 l/min
Wagner G ²⁹	10 / 50	Cirugía coronaria	r = 0,89 (frente a TDb)			
Dummler R ³⁰	75 / 313	Cirugía cardíaca y abdominal	r = 0,89 (frente a TDb) (CO = 0,97 × ABF + 1,1)			
Odenstedt H ³¹	Clinico: 14 / 124 Experimental (cerdos): 8 / 93	Trasplante hepático/ Inducción taponamiento	Clinico: 0,80 (ABF frente a TDb) Experimental: 0,89 (ABF frente a TDb)			
Su NY ³²	12 pacientes frente a TDb: / 185 12 pacientes frente a Tdc / 192	Cirugía coronaria	r ² = 0,406 (frente a TDb) r ² = 0,846 (frente a Tdc)	frente a TDb: 0,11 ± 1,12 l/min frente a Tdc: 0,05 ± 0,49 l/min -0,23 (-0,54 a 0,08) l/min	frente a TDb: -2,13, 2,35 l/min frente a Tdc: -0,93, 1,03 l/min	EcoED-CO: 2,3 - 8,9 l/min TDb-CO: 2,1 - 9,4 l/min Tdc-CO: 2,4 - 9,2, 2,3 - 8,9 l/min
Moxon D ³³	13 / 47	Posoperatorio de cirugía cardíaca	r = 0,81 (frente a TDb)	0,23 l/min/m ²	-2,35, 1,89 l/min	
Jaeggi P ³⁴	22 / 85	Posoperatorio de cirugía coronaria	r ² = 0,09 (frente a TDb)	0,16 l/min	-1,4, 1,8 l/min/m ²	TDb-CI: 2 - 3,2 l/min/m ² EcoED-CI: 2,1 - 4,2 l/min/m ² EcoDE-CO: 4 ± 0,5 l/min TDb-CO: 4,2 ± 0,5 l/min
Olivares RJ ³⁵	12 / 72	Cirugía polivalente	r = 0,98 (frente a TDb)			
Bein B ³⁶	10 pacientes / EcoDE: 107 Tdc: 113 PiCCO TM : 113	Cirugía coronaria	r ² = 0,27 (frente a Tdc) frente a PiCCO TM : no aportado	frente a Tdc: -0,15 ± 1,09 l/min frente a PiCCO TM : -0,58 ± 1,06 l/min Mín: -0,1 ± 1 l/min Máx: 0,7 ± 0,7 l/min Mediar: 0,3 l/min	frente a Tdc: -2,33, 2,03 l/min frente a PiCCO TM : -2,7, 1,54 l/min	EcoED-CO: 1,5 - 8,2 l/min TDb-CO: 2,4 - 5,7 l/min PiCCO TM -CO: 1,5 - 8,2 l/min
Collins S ³⁷	50 / 302	Cirugía coronaria	r ² (media): 0,46 (máx: 0,353; mín: 0,568) (frente a TDb)		Mín: -0,7, 2,1 l/min Máx: -2,1, 1,9 l/min	EcoED-CO: 1 - 10 l/min TDb-CO: 0,8 - 8,4 l/min
Bajorat J ³⁸	Experimental: 9 cerdos / 366		a) ABF _d frente a Eco-EDCO: 0,84 b) ABF _d frente a PiCCO TM : 0,95 c) ABF _d frente a NICO TM : 0,77 d) ABF _d frente a Tedi: 0,93	TDb: -0,69 l/min PiCCO TM : -1,22 l/min NICO TM : 0,19 l/min EcoED: 0,03 l/min	a) ABF _d frente a Eco-EDCO: -0,07; 0,13 l/min b) ABF _d frente a PiCCO TM : -1,29, -1,15 l/min c) ABF _d frente a NICO TM : -0,29, -0,1 l/min d) ABF _d frente a Tdb: -0,77, -0,6 l/min	ABF _d : 3,25 ± 1,41 l/min TDb-CO: 3,94 ± 1,87 l/min PiCCO TM -CO: 4,47-1,9 l/min NICO TM -CO: 3,45 ± 1,18 l/min EcoED-CO: 3,22 ± 1,58 l/min
Lafanèchere A ¹⁰	22 / 132	Cirugía aórtica infrarrenal	r ² (media): 0,62 (máx: 0,76; mín: 0,54) (frente a TDb)	Mín: 0,10 ± 0,15 l/min Máx: 0,54 ± 0,22 l/min Mediar: 0,32 l/min	Mín: -0,21; 0,41 l/min Máx: 0,45, 0,99 l/min	ABF: 1,1 - 4,8 l/min EcoED-CO: 2 - 6,4 l/min TDb-CO: 2,7 - 6,3 l/min

ABF: flujo sistólico aórtico (medido por EcoED); ABF_d: índice cardíaco; EcoDE: eco-doppler esofágico; Tdc: termodilución continua.

MONGE MI ET AL. MONITORIZACIÓN HEMODINÁMICA MÍNIMAMENTE INVASIVA CON ECO-DOPPLER ESOFÁGICO

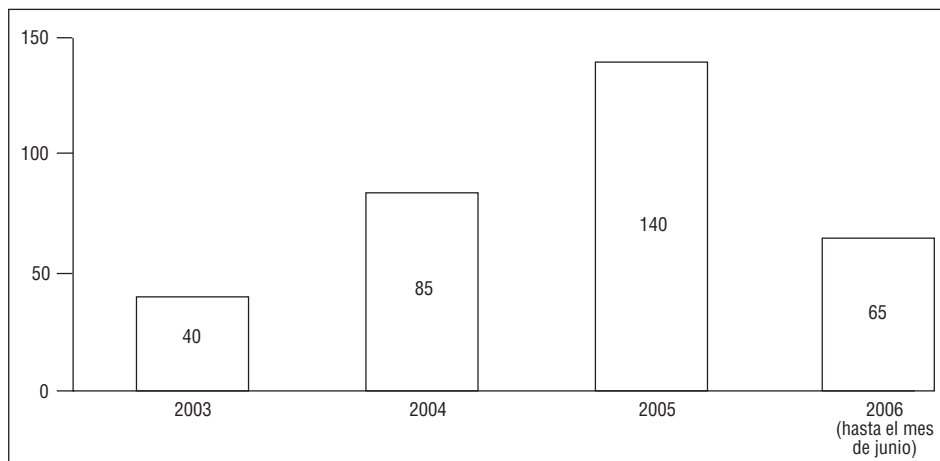


Figura 4. Evolución del consumo de sondas de eco-doppler esofágico durante los últimos años en la Unidad de Cuidados Intensivos del Hospital de Jerez.

habían recibido el tratamiento convencional. Aunque el número de pacientes incluidos en el estudio de Sinclair era escaso, varias publicaciones posteriores^{16,17,42,43} han confirmado la validez de sus resultados y la utilidad de su protocolo.

En lo referente a los pacientes críticos, tanto el doppler como el eco-doppler esofágico carecen de un bagaje bibliográfico tan exuberante como el previo, probablemente debido a que, hasta ahora, los parámetros como la presión venosa central o la presión de oclusión de la arteria pulmonar habían parecido suficientes para el manejo hemodinámico de estos pacientes. Sin embargo, por razones obvias, las ventajas de una tecnología mínimamente invasiva de monitorización continua del gasto cardíaco no han pasado desapercibidas para el intensivista⁴⁴, ofreciéndole una alternativa equiparable al catéter de arteria pulmonar, aunque sin sus complicaciones, con la posibilidad además de poder evaluar de forma inmediata las decisiones terapéuticas y de obtener una perspectiva más amplia del estado hemodinámico del paciente. Es lógico suponer, por tanto, que la presencia del doppler/eco-doppler esofágico sea cada vez mayor en las Unidades de Cuidados Intensivos⁴⁵.

Asimismo, varios estudios han empleado el doppler esofágico como elemento principal de monitorización hemodinámica en pacientes críticos, habiéndose descrito su uso durante las maniobras de reclutamiento pulmonar⁴⁶⁻⁴⁹ o en el manejo hemodinámico en UCI de los donantes de órganos^{50,51}. Más recientemente, a la estela del interés suscitado por los parámetros dinámicos de precarga-dependencia⁵², varios autores se han interesado por el doppler esofágico como herramienta para evaluar los cambios cíclicos inducidos por la ventilación mecánica en la precarga y su capacidad para predecir la respuesta a fluidos en pacientes con fallo circulatorio. En este sentido, Vallé et al⁵³, y poco después Monnet et al⁵⁴, demostraron que las variaciones del volumen sistólico indexado (VSi/FTc) y del flujo aórtico respectiva-

mente, predecían con alto grado de sensibilidad y especificidad el incremento en el gasto cardíaco tras una carga de volumen, pudiendo emplearse como índices de precarga-dependencia. De modo más ingenioso, Monnet et al⁵⁵ aplicaron este concepto a una sencilla maniobra elevando las piernas 45° durante unos 5 minutos, y observando los cambios en el flujo sistólico aórtico, con el objetivo de discriminar aquellos pacientes en los que sus ventrículos eran aún sensibles a los incrementos de precarga.

EXPERIENCIA PERSONAL

Como viene ocurriendo en otras Unidades de Cuidados Intensivos de Europa⁴⁵, la incorporación del eco-doppler esofágico en el manejo de los pacientes hemodinámicamente inestables se ha ido incrementando de forma significativa a lo largo de los últimos años (fig. 4), desplazando paulatinamente al catéter de Swan Ganz hasta prácticamente su abandono. La racionalización de los elementos de monitorización disponibles, adecuando el perfil de cada uno de ellos a las necesidades específicas de cada patología y a la gravedad del paciente, supone un interesante modo de abordar el tema de la monitorización ya propuesto por varios autores^{1,2}. A este respecto, dado el carácter mínimamente invasivo del dispositivo, una relación gasto/efectividad óptima⁵⁶, y la posibilidad de valorar los cambios de forma rápida y dinámica, el eco-doppler esofágico se ha convertido en un elemento rutinario en nuestra Unidad para la evaluación cardiocirculatoria de los pacientes inestables, suponiendo una importante ayuda en el diagnóstico, la toma de decisiones y, en una gran cantidad de casos, en la detección de disfunción cardíaca no sospechada en pacientes con shock séptico.

A continuación se han seleccionado 4 casos recogidos de nuestra experiencia, que pretenden ilustrar algunas situaciones clínicas donde el eco-doppler esofágico se ha convertido en la herramienta de elec-



Figura 5. Paciente en prono monitorizado mediante eco-doppler esofágico.

ción para la monitorización hemodinámica de nuestros pacientes.

1. Monitorización hemodinámica en pacientes en prono: la aplicación de decúbito prono en el síndrome de distrés respiratorio agudo ha demostrado ser una maniobra eficaz para mejorar la oxigenación de pacientes con hipoxemia grave⁵⁷. Aunque esta medida terapéutica es relativamente segura, supone una gran limitación si se requiere monitorizar los cambios en el delicado estado hemodinámico de estos pacientes, obligando en la mayoría de los casos a tener que abandonar la posición de prono y prescindir de sus beneficios, incrementando además el riesgo de complicaciones debidas a la movilización del paciente.

El eco-doppler esofágico ha resultado ser, en nuestra experiencia, una herramienta excelente para la

monitorización de pacientes en prono (fig. 5), sin que se hayan presentado de forma especial dificultades para su colocación o para la obtención de una señal apropiada, permitiendo un seguimiento hemodinámico adecuado y pudiendo recolocar la sonda tras retomar la posición de supino para comparar las medidas con las obtenidas en prono.

2. Evaluación de la precarga-dependencia mediante la elevación pasiva de las piernas: debido a su inocuidad y la sencillez de su realización, la maniobra de elevación pasiva de las piernas, como evaluación dinámica del estado de precarga-dependencia, es una herramienta diagnóstica francamente útil en pacientes hemodinámicamente inestables, con objeto de decidir la administración de fluidos, siendo superior a los parámetros estáticos de precarga como la presión venosa central o la presión de oclusión de arteria pulmonar⁵⁸.

Monnet et al⁵⁵ demostraron recientemente que un incremento igual o superior al 10% del flujo sanguíneo aórtico tras elevar las piernas durante 5 minutos, registrado mediante eco-doppler esofágico, predecía con una sensibilidad del 97% y una especificidad del 94%, un incremento $\geq 15\%$ del flujo aórtico tras la administración de volumen.

En este caso propio se realizó una maniobra de elevación pasiva de las piernas en un paciente hemodinámicamente inestable, como evaluación rutinaria de su situación de precarga-dependencia antes de administrar fluidos (fig. 6). Tras la elevación de los miembros inferiores durante 5 minutos se observó un incremento del flujo sistólico aórtico respecto al valor basal de 0,95 l/min, un 33% (de 2,86 a 3,81 l/min), sin que se apreciaran además cambios llamativos en la frecuencia cardíaca. El resultado de la maniobra indicaba que el paciente se encontraba en la zona de

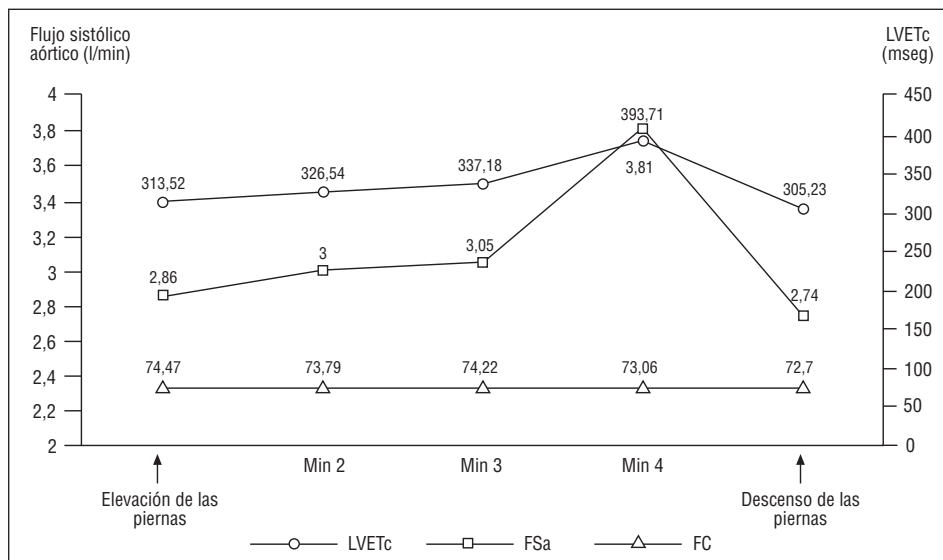


Figura 6. Registro hemodinámico durante la evaluación de precarga-dependencia mediante la maniobra de elevación pasiva de las piernas. LVETc: tiempo de eyección de ventrículo izquierdo corregido; FSa: flujo sistólico aórtico; FC: frecuencia cardíaca.

MONGE MI ET AL. MONITORIZACIÓN HEMODINÁMICA MÍNIMAMENTE INVASIVA CON ECO-DOPPLER ESOFÁGICO

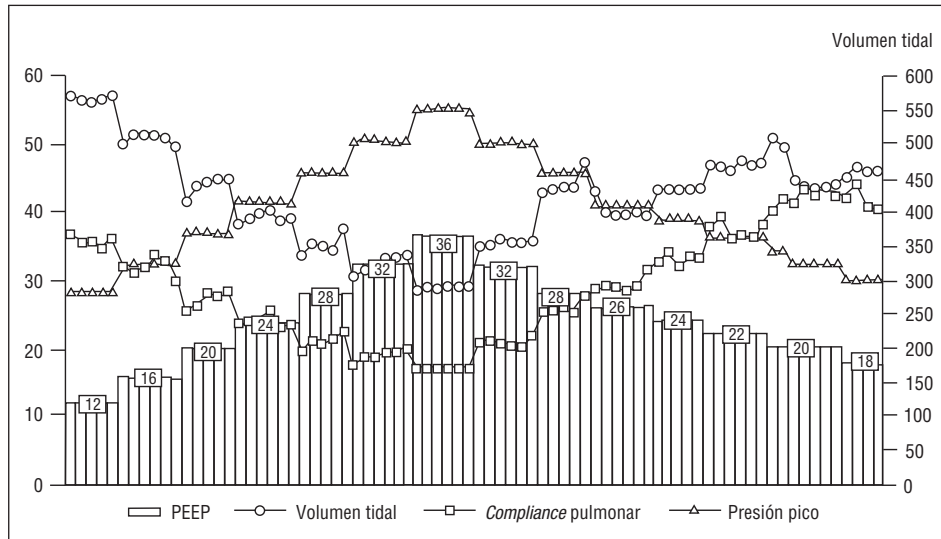


Figura 7. Registro respiratorio durante una maniobra de reclutamiento pulmonar con incrementos progresivos de presión positiva espiratoria final (PEEP).

precarga-dependencia de la curva de Frank-Starling y que, por tanto, ambos ventrículos eran aún sensibles a los cambios de precarga.

Podemos observar también que el LVETc aumentó de forma paralela al flujo sistólico aórtico, presumiblemente por el efecto de «autotransfusión»⁵⁸ producido al elevar las piernas del paciente.

3. Monitorización hemodinámica durante las maniobras de reclutamiento pulmonar^{48,49}: los marcados cambios en la presión intratorácica durante las maniobras de reclutamiento pulmonar, y el efecto que ejercen sobre las presiones intravasculares, dificultan

en gran medida la interpretación de los parámetros hemodinámicos. Por este motivo, la monitorización con eco-doppler esofágico, cuyo principio fisiológico está basado en la medición del flujo y no de la presión, ofrece una gran ventaja a la hora de valorar las complejas interacciones cardiopulmonares que se producen durante las maniobras de reclutamiento, permitiendo además la identificación de forma precoz de las variaciones bruscas del estado hemodinámico del paciente.

Desde su introducción en nuestra Unidad el eco-doppler esofágico se ha convertido en la herramienta

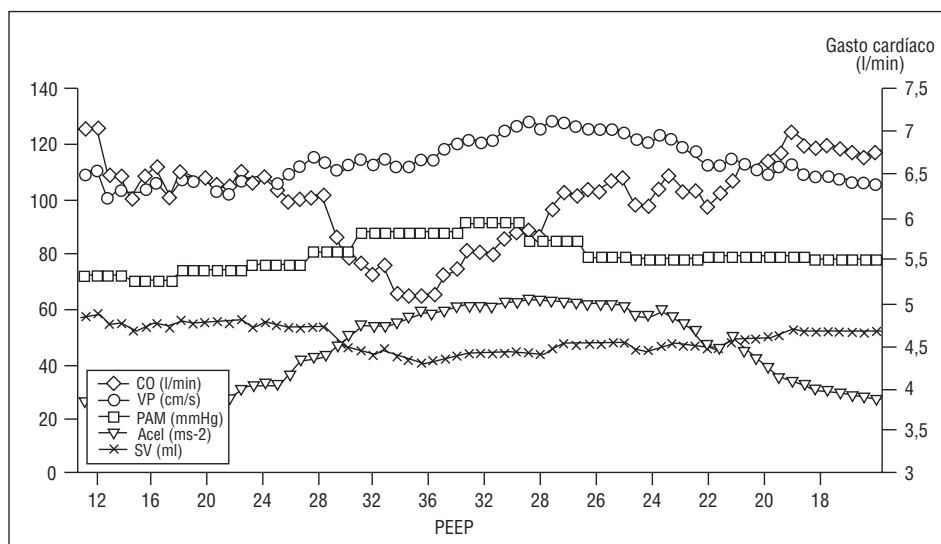


Figura 8. Evolución hemodinámica registrada mediante eco-doppler esofágico durante la misma maniobra de reclutamiento pulmonar de la figura 7. Acel: aceleración de flujo aórtico; CO: gasto cardíaco; PAM: presión arterial media; PEEP: presión positiva espiratoria final; SV: volumen sistólico; VP: velocidad pico.



Figura 9. Fotografía del marcapasos DDD fijado a la piel del paciente.

de monitorización de elección durante las maniobras de reclutamiento pulmonar, aportando además la capacidad de valorar el estado de precarga-dependencia del paciente antes de su realización, y permitiendo la optimización previa de la volemia, a fin de minimizar los efectos en el retorno venoso provocados por los incrementos en la presión pleural.

El registro continuo del gasto cardíaco, así como del resto de parámetros, garantiza con un amplio margen de seguridad un seguimiento adecuado de los cambios hemodinámicos, inducidos por los incrementos de presión positiva espiratoria final (PEEP), sobre todo cuando se alcanzan los elevados niveles necesarios para la apertura de las unidades alveolares de las zonas más dañadas.

En este caso se muestran el registro respiratorio (fig. 7) y hemodinámico (fig. 8), con los cambios en la presión pico, volumen tidal y complianza estática pulmonar, así como las variaciones del gasto cardíaco, volumen sistólico, velocidad pico, aceleración y

presión arterial media con los incrementos progresivos de PEEP. Durante la parte ascendente de la maniobra de reclutamiento puede observarse un descenso progresivo del gasto cardíaco y del volumen sistólico, mientras que la presión arterial media y la aceleración pico aumentan llamativamente de forma paralela, probablemente como consecuencia de la hipercapnia producida por la hipoventilación. En la fase descendente, mientras se disminuyen escalonadamente los valores PEEP en busca del punto de máxima complianza pulmonar (PEEP de apertura a máxima complianza), los parámetros hemodinámicos retornan a valores ligeramente inferiores a los de partida.

4. Optimización del modo de estimulación en un marcapasos: la presencia de inestabilidad hemodinámica en pacientes con patología coronaria aguda y alteraciones de la conducción cardíaca requiere, con frecuencia, recurrir a la estimulación eléctrica transitoria. Teniendo en cuenta que en estos pacientes cualquier decisión terapéutica que suponga un beneficio en términos de aporte de oxígeno al miocardio puede definir el pronóstico de forma decisiva, es necesario en ocasiones plantear soluciones más o menos ingeniosas con el fin de garantizar una oxigenación adecuada.

En este caso utilizamos el eco-doppler esofágico para optimizar la programación de un marcapasos DDD colocado externamente (estableciendo la estimulación en modo bipolar y empleando cables de fijación activa para asegurar la estabilidad de la implantación [fig. 9]), en un paciente con un infarto agudo de miocardio de localización inferior y bloqueo auriculoventricular de tercer grado, en situación de shock cardiogénico. Se monitorizaron los cambios hemodinámicos producidos por los distintos modos de estimulación, seleccionando aquel que proporcionaba un gasto cardíaco mayor y una contractilidad óptima para la frecuencia deseada. En los gráficos que integran las figuras 10 y 11 se muestran los distintos modos de estimulación y los cambios hemodinámicos registrados mediante la sonda eco-doppler.



Figura 10. Registro hemodinámico con distintos modos de estimulación en un paciente con infarto agudo de miocardio inferior, bloqueo aurículo-ventricular completo e inestabilidad hemodinámica. GC: gasto cardíaco; LVETc: tiempo de eyección de ventrículo izquierdo corregido; Accel: aceleración de flujo aórtico.

MONGE MI ET AL. MONITORIZACIÓN HEMODINÁMICA MÍNIMAMENTE INVASIVA CON ECO-DOPPLER ESOFÁGICO

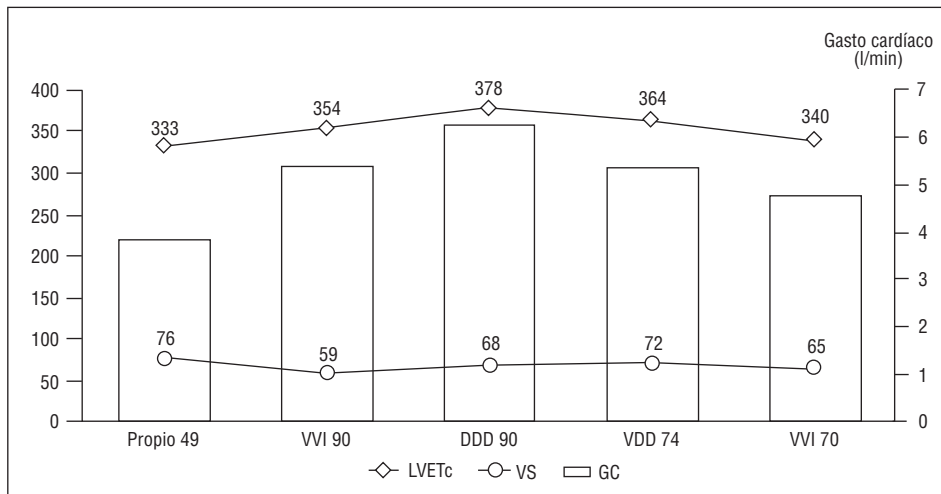


Figura 11. Evolución del gasto cardíaco (GC), volumen sistólico (VS) y tiempo de eyección de ventrículo izquierdo corregido (LVETc) en los distintos modos de estimulación.

De igual modo, este dispositivo puede resultar útil en aquellos pacientes portadores de marcapasos permanentes que, por las circunstancias de su patología actual, se encuentran en situación de fracaso cardiocirculatorio y pueden beneficiarse de la optimización de los parámetros de programación para obtener un mayor rendimiento hemodinámico (fig. 12).

En el manejo de pacientes críticos la monitorización hemodinámica representa un papel fundamental en el diagnóstico y la elección de un tratamiento adecuado. El eco-doppler esofágico ha demostrado ser una herramienta fiable, escasamente invasiva, con

una curva de aprendizaje relativamente corta, que permite la medición continua, «latido a latido», del gasto cardíaco y de otros parámetros hemodinámicos.

Aunque son necesarios un mayor número de estudios que avalen la eficacia de esta herramienta en pacientes críticos, la necesidad de una adecuada monitorización, especialmente si se precisan evaluar los cambios de forma dinámica e inmediata, hacen del eco-doppler esofágico, en nuestra experiencia, un dispositivo de gran valor para el manejo de pacientes hemodinámicamente inestables, y un versátil método de monitorización en situaciones tan variadas como

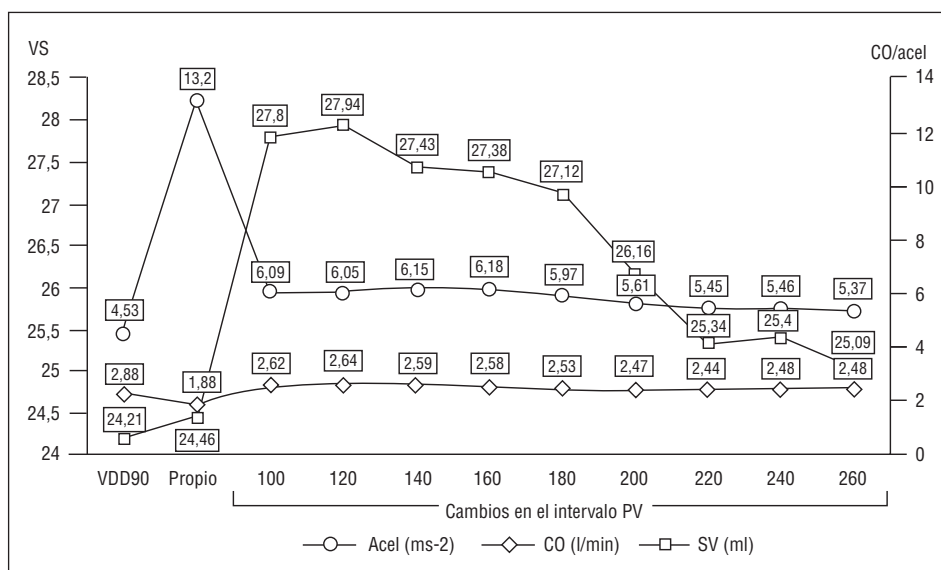


Figura 12. Registro hemodinámico con sonda eco-doppler de un paciente portador de marcapasos permanente DDDR en situación de shock séptico por peritonitis secundaria y signos de hiperfusión por bajo gasto. Los cambios se obtuvieron en situación basal (VDD a 90 lpm), en ritmo propio y, finalmente, con distintos intervalos de velocidad pico (PV), seleccionándose aquél que proporcionara un mayor incremento de gasto cardíaco (PV: 120 ms; gasto cardíaco: 2,64 l/min, incremento frente a programación basal: 360 ml/min).

las maniobras de reclutamiento pulmonar, la ventilación en decúbito prono, la evaluación de la precarga-dependencia y la reprogramación óptima de un marcapasos en pacientes con fracaso cardiocirculatorio.

Declaración de conflicto de intereses

Los autores han declarado no tener ningún conflicto de intereses.

BIBLIOGRAFÍA

- Kellum JA. Rationale for hemodynamic monitoring. En: Pinsky MR, editor. *Applied cardiovascular physiology*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 1997. p. 105-112.
- Pinsky MR, Didier P. Functional hemodynamic monitoring. *Critical Care*. 2005;9:566-72.
- Connors AF Jr, Speroff T, Dawson NV, Thomas C, Harrell FE Jr, Wagner D, et al. The effectiveness of right heart catheterization in the initial care of critically ill patients. *JAMA*. 1996;276:889-97.
- Cholley BP, Payen D. Noninvasive techniques for measurements of cardiac output. *Curr Opin Crit Care*. 2005;11:424-9.
- Chaney JC, Derdak S. Minimally invasive hemodynamic monitoring for the intensivist: current and emerging technology. *Crit Care Med*. 2002;30:2338-45.
- Towfiq BA, Weir J, Rawles JM. Effect of age and blood pressure on aortic size and stroke distance. *Br Heart J*. 1986;55:560-8.
- Cariou A, Monchi M, Joly LM, Bellenfant F, Claessens YE, Thebert D, et al. Noninvasive cardiac output monitoring by aortic blood flow determination: evaluation of the Sometec Dynemo-3000 system. *Crit Care Med*. 1998;26:2066-72.
- Boulnois JG, Pechoux T. Non-invasive cardiac output monitoring by aortic blood flow measurement with Dynemo 300. *J Clin Monitor*. 2000;16:127-40.
- Dumans-Nizard V, Nizard J, Payen D, Cholley BP. Redistribution of cardiac output during hemorrhagic shock in sheep. *Crit Care Med*. 2006;34:1147-51.
- Lafanèchère A, Albaladejo P, Raux M, Geeraerts T, Bocquet R, Wernet A, et al. Cardiac output measurement during infrarenal aortic surgery: echo-esophageal Doppler versus thermodilution catheter. *J Cardiothorac Vasc Anesth*. 2006;20:26-30.
- Singer M, Bennet ED. Noninvasive optimization of left ventricular filling using esophageal Doppler. *Crit Care Med*. 1991;19:1132-7.
- Seoudi HM, Perkal MF, Hanrahan A, Angood PB. The esophageal Doppler monitor in mechanically ventilated surgical patients: does it work? *J Trauma*. 2003;55:720-5.
- Madan AK, UyBarreta VV, Aliabadi-Wahle S, Jespersen R, Hartz RS, Flint LM, et al. Esophageal Doppler ultrasound monitor versus pulmonary artery catheter in the hemodynamic management of critically ill surgical patients. *J Trauma*. 1999;46:607-11.
- DiCorte CJ, Lathan P, Greilich PE, Cooley MV, Grayburn PA, Jessen ME. Esophageal Doppler monitor determinations of cardiac output and preload during cardiac operations. *Ann Thorac Surg*. 2000;69:1782-6.
- Sinclair S, James S, Singer M. Intraoperative intravascular volume optimisation and length of hospital stay after repair of proximal femoral fracture: randomised controlled trial. *BMJ*. 1997;315:909-12.
- Gan TJ, Soppitt A, Maroof M, el-Moalem H, Robertson KM, Moretti E, et al. Goal-directed intraoperative fluid administration reduces length of hospital stay after major surgery. *Anesthesiology*. 2002;97:820-6.
- Venn R, Steele A, Richardson P, Poloniecki J, Grounds M, Newman P. Randomized controlled trial to investigate influence of the fluid challenge on duration of hospital stay and perioperative morbidity in patients with hip fractures. *Br J Anaesth*. 2002;88:65-71.
- Singer M, Allen MK, Webb AR, Bennet ED. Effects of alterations in left ventricular filling, contractility and systemic vascular resistance on the ascending aortic blood velocity waveform of normal subjects. *Crit Care Med*. 1991;19:1138-45.
- Thys DM, Hillel Z. Left ventricular performance indices by transesophageal Doppler. *Anesthesiology*. 1998;69:728-37.
- Sabbah HN, Khaja F, Brymer JF, McFarland TM, Albert DE, Snyder JE, et al. Non-invasive evaluation of left ventricular performance based on peak aortic blood acceleration measured with continuous-wave Doppler velocity meter. *Circulation*. 1986;74:323-9.
- Mowat DH, Haites NE, Rawles JM. Aortic blood velocity measurement in healthy adults using a simple ultrasound technique. *Cardiovasc Res*. 1983;17:75-80.
- Singer M. Esophageal Doppler monitoring. En: Pinsky MR, Payen D, editors. *Functional hemodynamic monitoring*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 2005. p. 193-204.
- Atlas G, Mort T. Placement of the esophageal Doppler ultrasound monitor probe in awake patients. *Chest*. 2001;119:319.
- Lefrant JY, Bruelle P, Aya AG, Saissi G, Dauzat M, de La Coussaye JE, et al. Training is required to improve the reliability of esophageal Doppler to measure cardiac output in critically ill patients. *Intensive Care Med*. 1998;24:347-52.
- Dark PM, Singer M. The validity of trans-esophageal Doppler ultrasonography as a measure of cardiac output in critically ill adults. *Intensive Care Med*. 2004;30:2066-66.
- Laupland KB, Bands CJ. Utility of esophageal Doppler as a minimally invasive hemodynamic monitor: a review. *Can J Anaesth*. 2002;49:393-401.
- Muchada R, Cathignol D, Lavandier B, Lamazou J, Haro D. Aortic blood flow measurement. *Am J Noninvasive Cardiology*. 1988;2:24-31.
- Bernardin G, Tiger F, Fouche R, Mattei M. Continuous noninvasive measurement of aortic blood flow in critically ill patients with a new esophageal echo-Doppler system. *J Crit Care*. 1998;13:177-83.
- Wagner G, Kalckhoff A, Emmerich M, Westhof FB, Klein G. Noninvasive monitoring cardiac output (CO) during off-pump coronary artery bypass grafting (OP-CABG): New York Post Graduate Assembly. New York; 1999. p. 115 (abstract).
- Dummler R, Emmerich M, Klein G, Wagner G. Semi-invasive cardiac output measurement using a combined transesophageal ultrasound device. *Anaesthesist*. 2000;49:207-10.
- Odenstedt H, Aneman A, Oi Y, Svensson M, Stenqvist O, Lundin S. Descending aortic blood flow and cardiac output: a clinical and experimental study of continuous oesophageal echo-Doppler flowmetry. *Acta Anaesthesiol Scand*. 2001;45:180-7.
- Su NY, Huang CJ, Tsai P, Hsu YW, Hung YC, Cheng CR. Cardiac output measurement during cardiac surgery: esophageal Doppler versus pulmonary artery catheter. *Acta Anaesthesiol Sin*. 2002;40:127-33.
- Moxon D, Pinder M, Van Heerden PV, Parson RW. Clinical evaluation of the Hemosonic monitor in cardiac surgical patients in ICU. *Anaesth Intensive Care*. 2003;31:408-11.
- Jaeggi P, Hofer CK, Klaghofer R, Fodor P, Genoni M, Zollinger A. Measurement of cardiac output after cardiac surgery by a new transesophageal Doppler device. *J Cardiothorac Vasc Anesth*. 2003;17:217-20.
- Olivares RJ, Molina FJ, Pastor O, Espinosa E, Sánchez LD, Hurtado C, et al. Monitoreo hemodinámico transanestésico: evaluación del flujo sanguíneo aórtico por ultrasonido eco modo-M/Doppler transesofágico vs catéter de flotación en la arteria pulmonar. *Rev Mex Anest*. 2003;26:158-62.
- Bein B, Worthmann F, Tonner PH, Paris A, Steinfath M, Hedderich J, et al. Comparison of esophageal Doppler, pulse contour analysis, and real-time pulmonary artery thermodilution for continuous measurement of cardiac output. *J Cardiothorac Vasc Anesth*. 2003;18:185-9.
- Collins S, Girard F, Boudreault D, Chouinard P, Normandin L, Couture P, et al. Esophageal Doppler and thermodilution are not interchangeable for determination of cardiac output. *Can J Anaesth*. 2005;52:978-85.
- Bajorat J, Hofmoeckel R, Vagts DA, Janda M, Pohl B, Beck C, et al. Comparison of invasive and less-invasive techniques of cardiac output measurement under different haemodynamic conditions in a pig model. *Eur J Anaesthesiol*. 2006;23:23-30.
- Nishikawa T, Dohi S. Errors in the measurement of cardiac output by thermodilution. *Can J Anaesth*. 1993;40:142-53.
- Medin DL, Brown DT, Wesley R, Cunnion RE, Ognibene FP. Validation of continuous thermodilution cardiac output in cri-

MONGE MI ET AL. MONITORIZACIÓN HEMODINÁMICA MÍNIMAMENTE INVASIVA CON ECO-DOPPLER ESOFÁGICO

tically ill patients with analysis of systematic errors. *J Crit Care.* 1998;13:184-9.

41. Mythen MG, Webb AR. Perioperative plasma volume expansion reduces the incidence of gut mucosal hypoperfusion during cardiac surgery. *Arch Surg.* 1995;130:423-9.

42. Hadian M, Angus DC. Protocolized resuscitation with esophageal Doppler monitoring may improve outcome in post-cardiac surgery patients. *Crit Care.* 2005;9:E7.

43. McKendry M, McGloin H, Saberi D, Caudwell L, Brady AR, Singer M. Randomised controlled trial assessing the impact of a nurse delivered, flow monitored protocol for optimisation of circulatory status after cardiac surgery. *BMJ.* 2004;329:258-62.

44. Valtier B, Cholley BP, Belot JP, de la Coussaye JE, Mateo J, Payen DM. Noninvasive monitoring of cardiac output in critically ill patients using transesophageal Doppler. *Am J Respir Crit Care Med.* 1998;158:77-83.

45. Singer M. What's in a beat? *Intensive Care Med.* 2003;29:1617-20.

46. Odenstedt H, Aneman A, Karason S, Stenqvist O, Lundin S. Acute hemodynamic changes during lung recruitment in lavage and endotoxin-induced ALI. *Intensive Care Med.* 2005;31:112-20.

47. Grasso S, Mascia L, Del Turco M, Malacarne P, Giunta F, Brochard L, et al. Effects of recruiting maneuvers in patients with acute respiratory distress syndrome ventilated with protective ventilatory strategy. *Anesthesiology.* 2002;96:795-802.

48. Monge MI, Gaitero C, Gil A, Diaz JC, Bohollo R, Estella A. Barotrauma during lung recruitment maneuver: a transitory event? *Intensive Care Med.* 2004;30:S71.

49. Monge MI, Gil A, Estella A, Sainz A, Díaz JC. Acute cardiorespiratory effects during stepwise lung recruitment maneuver. *Intensive Care Med.* 2006;32:S121.

50. De la Torre AN, Fisher A, Wilson DJ, Reitsma W, Goerlitz F, Koneru B, et al. Minimally invasive optimization of organ donor resuscitation: case reports. *Prog Transplant.* 2005;15:27-32.

51. Cipolla J, Stawicki S, Spatz D. Hemodynamic monitoring of organ donors: a novel use of esophageal echo-Doppler probe. *Am Surg.* 2006;72:500-4.

52. Michard F, Teboul JL. Predicting fluid responsiveness in ICU; a critical analysis of the evidence. *Chest.* 2002;131:2000-8.

53. Vallé F, Fourcade O, De Soyres O, Angles O, Sánchez-Verlaan P, Pillard F, et al. Stroke volume variations calculated by esophageal Doppler is a reliable predictor of fluid response. *Intensive Care Med.* 2005;31:1388-93.

54. Monnet X, Rienzo M, Osman D, Anguel N, Richard C, Pinsky MR, et al. Esophageal Doppler monitoring predicts fluid responsiveness in critically ill ventilated patients. *Intensive Care Med.* 2005;31:1195-201.

55. Monnet X, Rienzo M, Osman D, Anguel N, Richard C, Pinsky MR, et al. Passive leg raising predicts fluid responsiveness in the critically ill. *Crit Care Med.* 2006;34:1402-7.

56. Malbrain ML, De Potter TJ, Deeren D. Cost-effectiveness of minimally invasive hemodynamic monitoring. En: Vincent JL, editor. *Yearbook of Intensive Care and Emergency Medicine.* Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 2005. p. 603-31.

57. Gattinoni L, Tognoni G, Pesenti A, Taccone P, Mascheroni D, Labarta V, et al. Effect of prone positioning on the survival of patients with acute respiratory failure. *N Engl J Med.* 2001;345:568-73.

58. Boulain T, Achard JM, Teboul JL, Richard C, Perrotin D, Ginies G. Changes in BP induced by passive leg raising predict response to fluid loading in critically ill patients. *Chest.* 2002;121:1245-52.